

**Werkstoffkundlich-vergleichende Untersuchung an
Abformmassen auf der Basis von Polyethern,
additionsvernetzenden und
kondensationsvernetzenden Silikonen**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Nadine Handschuck
geboren am 05. 03. 1982 in Bad Langensalza.

Erster Gutachter: Prof. Dr. D. Welker

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. E. Glockmann

Dritter Gutachter: Prof. Dr. J. Setz

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03. 07. 2007

Abkürzungsverzeichnis

A-Silikon	additionsvernetzendes Silikon
FÄR	Formänderungsrest
Impregum Garant L	Impregum Garant L Duo Soft
Impregum Penta H	Impregum Penta H Duo Soft
Impregum Penta L	Impregum Penta L Duo Soft
K-Silikon	kondensationsvernetzendes Silikon
% lin	lineare Dimensionsänderung
P2 Heavy	P2 Magnum 360 Heavy
P2 Monophase	P2 Magnum 360 Monophase
P2 Light	P2 Magnum 360 Light
s	Standardabweichung
x	Mittelwert

Inhaltsverzeichnis

		Seite
1	Zusammenfassung	5
2	Einleitung	7
3	Ziele der Arbeit	17
4	Material und Methoden	19
4. 1	Abformwerkstoffe	19
4. 2	Untersuchungsmethoden	21
4. 2. 1	Rheologische Untersuchungen	21
4. 2. 2	Kontaktwinkel	23
4. 2. 3	Abformschärfe	24
4. 2. 4	Zugversuch	25
4. 2. 4. 1	Reißdehnung, Reißfestigkeit und Spannungswert	25
4. 2. 4. 2	Verbundfestigkeit verschiedener Materialien	26
4. 2. 5	Haftung am Abformmassträger	26
4. 2. 6	Torsionsversuch	27
4. 2. 7	Hysteresis-Verhalten	28
4. 2. 8	Shore-A-Härte	29
4. 2. 9	Dimensionsverhalten	30
4. 2. 10	Desinfektion und Dimensionsverhalten	30
5	Ergebnisse	31
5. 1	Rheologische Untersuchungen	31
5. 2	Kontaktwinkel	33
5. 3	Abformschärfe	36
5. 4	Zugversuch	37
5. 4. 1	Reißdehnung, Reißfestigkeit und Spannungswert	37
5. 4. 2	Verbundfestigkeit verschiedener Materialien	41
5. 5	Haftung am Abformmassträger	42
5. 6	Torsionsversuch	45
5. 7	Hysteresis-Verhalten	47
5. 8	Shore-A-Härte	49

5. 9	Dimensionsverhalten	51
5. 10	Desinfektion	52
6	Diskussion	55
6. 1	Rheologische Untersuchungen	55
6. 2	Kontaktwinkel	56
6. 3	Abformschärfe	58
6. 4	Zugversuch	60
6. 4. 1	Reißdehnung, Reißfestigkeit und Spannungswert	60
6. 4. 2	Verbundfestigkeit verschiedener Materialien	62
6. 5	Haftung am Abformmassträger	64
6. 6	Torsionsversuch	65
6. 7	Hysterese-Verhalten	66
6. 8	Shore-A-Härte	67
6. 9	Dimensionsverhalten	68
6. 10	Desinfektion	69
7	Schlussfolgerung	71
8	Literaturverzeichnis	73
9	Anhang	82
	Danksagung	99
	Lebenslauf	100
	ehrenwörtliche Erklärung	101

1 Zusammenfassung

In der vorliegenden werkstoffkundlich-experimentellen Arbeit wurden elf irreversibel-elastische Abformmaterialien mit zehn Prüfverfahren untersucht. Die additionsvernetzenden Silikone waren mit Position Penta und Position Penta Quick vertreten. Als kondensationsvernetzende Silikone wurden Hydro C putty mit dem entsprechenden Korrekturmaterial Hydro C wash untersucht. Aus der Gruppe der konventionellen Polyether wurden Impregum Penta Soft, Impregum Penta H Duo Soft, Impregum Penta L Duo Soft und Impregum Garant L Duo Soft der Firma 3M ESPE einbezogen. Neuartige Polyether, die sich von den konventionellen durch einen anderen Abbindemechanismus unterscheiden, sind mit den Materialien der Firma Heraeus Kulzer P2 Magnum 360 Heavy, P2 Magnum 360 Monophase und P2 Magnum 360 Light untersucht worden.

In einer Übersicht werden die historische Entwicklung der Elastomere, ihre chemischen Reaktionen, wesentlichen Eigenschaften und die Darreichungsformen betrachtet.

Vorgelegt werden die experimentellen und anwendungstechnischen Untersuchungsmethoden: rheologischen Eigenschaften mittels Rheostress RS100 (Haake), Kontaktwinkelmessung, Abformschärfe mittels Lichtschnittmikroskop nach SCHMALTZ, Zugversuch zur Bestimmung der Reißdehnung, Reißfestigkeit und des Spannungswertes in Anlehnung an die DIN 53 504, Verbundfestigkeit handelsüblicher Materialkombinationen, Haftung an unterschiedlichen Abformmassträgern, Rückstellverhalten im Torsionsversuch, Hysterese-Verhalten, Shore-A-Härte-Messung, Dimensionsverhalten und Einfluss von zwei verschiedenen Desinfektionslösungen auf die Dimensionsstabilität der Abformmaterialien bei unterschiedlichen Desinfektionszeiten.

Die Resultate der Untersuchungen werden in Tabellen und Grafiken dargestellt und dabei entsprechend der Viskosität der Abformwerkstoffe (schwer, mittel und dünn fließend) geordnet.

Die Diskussion bezieht sich auf die eigenen Ergebnisse, die Untersuchungsmethoden und frühere Untersuchungen.

Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Das kondensationsvernetzende Silikon Hydro C putty weist nach 24stündiger Lagerung eine ähnliche lineare Dimensionsänderung wie die Polyether und A-Silikone auf.
- Die K-Silikone sollten gewichtsdosiert werden, um die nachteiligen Folgen einer manuellen Dosierung mit hoher Varianz zu vermeiden.
- Es konnte kein nachteiliger Einfluss von Desinfektionslösungen auf das lineare Dimensionsverhalten der untersuchten Materialien festgestellt werden. Die Verwendung von Desinfektionslösungen wird zwingend empfohlen.
- Die Haftung der Abformmaterialien am Abformmassenträger ist ausreichend hoch.
- Die neuartigen Polyether der P2-Reihe erscheinen seitens der Industrie verbesserungswürdig.
- Die Verbundfestigkeit lässt bei der Materialkombination P2 Heavy und P2 Light zu wünschen übrig.
- Die Verwendung des Monophasenmaterials Impregum Penta Soft kann werkstoffkundlich empfohlen werden. Der klinische Erfolg wird von methodischen Faktoren bestimmt.
- Die Einhaltung der Abbindezeit ist Voraussetzung für geringe bleibende Deformationen.
- Die Polyether haben gegenüber den A- und K-Silikonen niedrigere Kontaktwinkel und damit ein besseres Benetzungsverhalten

Die vergleichsweise kostengünstigeren K-Silikone erweisen sich in ihren werkstoffkundlichen Eigenschaften bei werkstoffgerechter Zubereitung und Handhabung den A-Silikonen und Polyethern gleichwertig. Ein großer und entscheidender Nachteil ist die relativ ungenaue Strangdosierung und die doch eher zeitintensivere Handanmischung. Die untersuchten Polyether und A-Silikone entsprechen vielen Anforderungen an ein ideales Abformmaterial. Dimensionsstabilität, sehr gute Detailwiedergabe bei hoher Standfestigkeit und sehr gutes Rückstellvermögen werden von ihnen erfüllt.

2 Einleitung

Die Abformung stellt in der zahnärztlichen Praxis einen zwar häufig und routinemäßig durchgeführten, aber für die restaurative Arbeit qualitätsbestimmenden Arbeitsschritt dar.

Dabei ist die Wahl des Abformmaterials von großer Bedeutung. Dieses sollte leicht und ohne große technische Schwierigkeiten zu verarbeiten sein, präzise abformen und den Erfordernissen des wirtschaftlichen Arbeitens genügen.

Historische Entwicklung

Die Elastomere sind unter den Abformwerkstoffen die Jüngsten, deren Einführung die Darstellung von Unterschnitten ermöglichte.

Ihre Entwicklung begann 1954 mit der Einführung der Polysulfide (Thiokole). Hierauf folgten 1955 die ersten kondensationsvernetzenden Silikone (MEINERS 1977, LENZ und BREUSTEDT 1978, WELKER und MEHNER 1979, WIRZ und NAEF 1998).

Die ersten Silikone waren nur in der Konsistenz „normal fließend“ erhältlich. Man benötigte für die Abformung individuelle Löffel oder individualisierte, konfektionierte Löffel. Durch die Veränderung des Füllstoffgehaltes konnten zwischen 1960 und 1970 auch Konsistenzen von ultradünn fließend bis knetbar angeboten werden. Die Entwicklung der zum prothetischen Standard zählenden Abformmethoden Korrektur- und Doppelmischabdruck sowie bestimmter Funktionsabformungen in der Totalprothetik, unter Kombination der verschiedenen Viskositäten, konnte beginnen (WELKER 1996). Die verschiedenen Konsistenzen erweiterten die klinische Methodik, die Indikationsbereiche und ermöglichten die Rationalisierung von Behandlungsabläufen (WIRZ 1978, HÖHNE 1980). Zu den Elastomeren gehören inzwischen die Polyether, die 1965 auf den Dentalmarkt kamen, und die additionsvernetzenden Silikone (Polyvinylsiloxane), die 1975 vorgestellt wurden (MEINERS 1977, WELKER und MEHNER 1979, WELKER et al. 1981, MUSIL und WELKER 1990, WIRZ und NAEF 1998). Die in jüngster Zeit erzielten Verbesserungen beruhen nicht auf den Materialien selbst, sondern eher auf den optimierten Verarbeitungs- und Darreichungsformen, sowie der Verbesserung des chemisch-physikalischen Verhaltens (WIRZ 1989).

Dazu zählen die 1988 eingeführten „hydrophilen A-Silikone“. Die vom Hersteller in geringen Mengen zugesetzten Tenside vermindern, durch die Erniedrigung der

Oberflächenspannung, die hydrophoben Eigenschaften der A-Silikone (BADER und SETZ 1991, LEHNER und SCHÄRER 1991, GRIBI 1992, KONOPIK 1994, WIRZ 1993, WELKER 1995, MANN 2004).

Eine weitere Verbesserung war die Einführung des mechanischen Dispensers (Mischpistole) durch die Firma 3M 1985 (Vinylpolysiloxan Express®). Mit dieser Mischpistole lassen sich die Silikon-Komponenten einer Doppelkartusche durch eine Mischdüse zur Weiterverarbeitung auspressen. Ein exaktes Mischungsverhältnis zwischen Katalysator- und Basispaste ist gewährleistet. Die dosier- und mischbedingten Werkstoffmängel, besonders bei kondensationsvernetzenden Silikonen, können dadurch vermieden werden. Eine visuelle Kontrolle über die Gleichmäßigkeit des Mischvorganges ermöglicht die unterschiedliche Färbung der ungemischten Einzelkomponenten. Außerdem kann das Abformmaterial sofort in den Abformlöffel platziert oder direkt um das Abformobjekt gespritzt werden (WELKER 1976, WIRZ 1989, HELLER und KERN 1996, NAEF 1998).

Das praxistaugliche maschinelle Dosieren und Mischen, auch schwer fließender Massen, wurde erstmals 1993 mit dem Pentamix Gerät auf der Dentalschau in der Schweiz vorgestellt. Die Basis- und die Katalysatorpaste werden im festen Mischungsverhältnis 5 (griech. Penta) zu 1 angemischt. Das Gerät steht heute sowohl für Polyether als auch für Polyvinylsiloxane zur Verfügung. Das weiterentwickelte Pentamix2 Gerät, ermöglicht seit 1999 ein noch schnelleres automatisches Anmischen (3M ESPE 2001).

Nachfolgend soll kurz auf die Zusammensetzung, die chemischen Reaktionen und die Eigenschaften der Elastomer-Typen eingegangen werden.

Kondensationsvernetzende Silikone

Chemische Zusammensetzung (VIOHL 1996, REUSCH und WEBER 1999):

- Basispaste
- Polydimethylsiloxane mit endständigen Hydroxylgruppen
 - Weichmacher (Paraffin- bzw. Silikonöl)
 - Füllstoffe (SiO_2 , TiO_2 , ZnO etc.), Farbstoffe und Geschmackstoffe
- Reaktorpaste
- Beschleuniger (Zinnoktoat oder Di-butyl-dizinnlaurat)
 - Vernetzer (Polymethylsilikat)
 - Füll- und Farbstoffe

Die Polysiloxane bauen sich aus Siliziumatomen auf, die über Sauerstoffatome untereinander verbunden sind (Si-O-Ketten). Die weiteren Valenzen des Siliziumatoms sind mit organischen Radikalen besetzt. Der Übergang in den gummielastischen Zustand erfolgt über eine Kondensationsreaktion.



Abb. 1: Abbindereaktion K-Silikone [HOFFMANN und SCHMIDT 1991]

Die nach dem Mischen beginnende Kondensationsreaktion der Silanole erfolgt über den Aufbau von Oligomeren mit der Bildung des niedermolekularen, flüchtigen Nebenproduktes - Alkohol, der für die relativ große Schrumpfung des Abformmaterials verantwortlich ist. Diese Eigenschaft muss bei hohen Genauigkeitsansprüchen unbedingt beachtet werden (BUTZ 1970, LENZ und BREUSTEDT 1978, WELKER und MEHNER 1979, WELKER et al. 1981, HOFFMANN und SCHMIDT 1991, VIOHL 1996).

Additionsvernetzende Abformmaterialien

Chemische Zusammensetzung (REUSCH und WEBER 1999) :

Basispaste	- Polyvinylsiloxane
	- Silikonöl
	- Farb- und Füllstoffe
	- Hydrophilisierungsmittel
Katalysatorpaste	- Platin-komplex
	- Hydridosiloxane
	- Silikonöl
	- Farb- und Füllstoffe
	- Vinylsiloxan

Werden mindestens zwei Moleküle der Ausgangsstoffe zu einem Reaktionsprodukt verbunden, unter Spaltung von mindestens einer Doppelbindung und ohne die Bildung von Nebenprodukten, spricht man von einer *Additionsreaktion*. Handelt es sich bei den Ausgangsstoffen um Monomere, die zu Makromolekülen verknüpft werden, so handelt es sich um eine *Polyaddition*. Die prozentuale Zusammensetzung der Reaktionsprodukte entspricht, wegen der fehlenden Nebenproduktbildung, denen der Ausgangsstoffe.

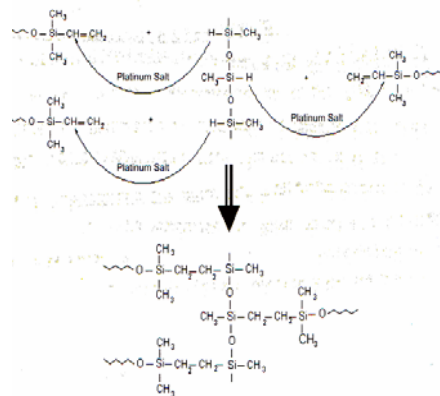


Abb. 2: Abbindereaktion A-Silikone [REUSCH und WEBER 1999]

Bei den A-Silikonem enthalten die Kettenmoleküle einer Komponente endständige Vinyl-Gruppen ($-\text{CH}=\text{CH}_2$) und die der anderen Komponente Si-H -Gruppen. Durch die Wirkung des platinorganischen Katalysators entstehen Äthylenbrücken ohne Abspaltung eines niedermolekularen Nebenproduktes, d. h. es kommt nur zur Umlagerung von Protonen, nicht zu deren Abspaltung. Da das entstehende Makromolekül aus langen, apolaren Kohlenwasserstoffketten besteht, ist es ausgesprochen hydrophob. Nur der exogene Zusatz von Tensiden kann zur Reduktion der Oberflächenspannung führen (VIOHL 1996).

Polyethergummi

Chemische Zusammensetzung (REUSCH und WEBER 1999, VIOHL 1996):

Basispaste	- Aziridino Polyether
-------------------	------------------------------

- Füllstoffe (Kieselgur, hochdisperse Kieselsäure)
- Weichmacher
- Pigmente
- Aromastoffe

Katalysatorpaste	- Alkylsulfonium-Verbindung
-------------------------	------------------------------------

- Füllstoffe (Kieselgur, hochdisperse Kieselsäure)
- Weichmacher
- Pigmente
- Ester und Copolymere

Der Vernetzung erfolgt durch Polyaddition.

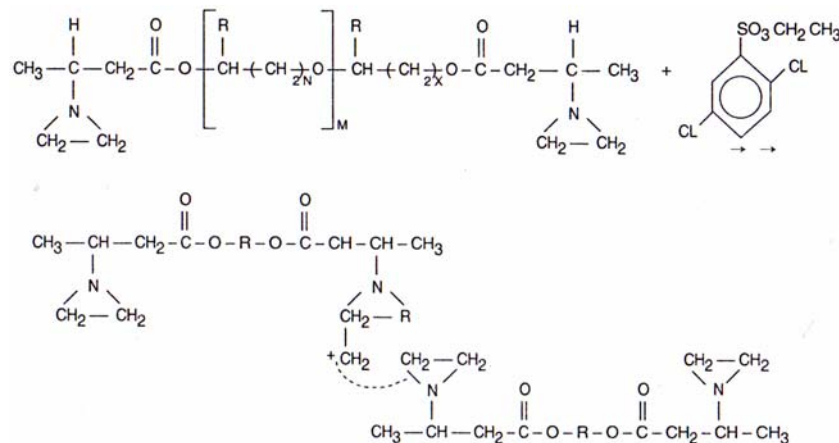


Abb. 3: Abbindereaktion Polyether [WIRZ et al. 1993]

Der bereits in der Basispaste enthaltene Polyether ist ein Copolymer aus Ethylenoxy- und Butyloxy-Einheiten. Die Kettenenden dieses Makromoleküls wurden zu reaktionsfreudigen Aziridino-Ringen (-N-CH₂-CH₂-) (Ethylenimino-Ringen) umgesetzt. Diese reagieren, mit Hilfe des in der Katalysatorpaste befindlichen kationischen Starters, bei dem es sich um einen aromatischen Sulfonsäureester handelt, unter Ringöffnung zum Endprodukt. Bei jeder Ringöffnung verbleibt das öffnende Kation am Stickstoffmolekül des ehemaligen Ethylenimino-Rings und bewirkt somit die Kettenverlängerung (LENZ und BREUSTEDT 1978, GRIBI 1992, REUSCH 1999, STOLL 2001).

Der gebildete Polyether besteht aus alternierenden Sauerstoffmolekülen (Ätherbindungen). Die großen Polaritätsunterschiede zwischen dem Sauerstoff und dem Kohlenstoff bzw.

dem Wasserstoff in der Kette bedingen die starke Hydrophilie dieses Abformmaterials (LENZ und BREUSTEDT 1979, MEHNER 1982). Weitere Eigenschaften sind neben der hohen Prägeschärfe und dem guten Dimensionsverhalten die hohe Zugfestigkeit und Shore-A-Härte der Polyether, die jedoch das Entformen erschweren können (SHILLINGBURG et al. 1977, WÖSTMANN 1999).

Die von Heraeus Kulzer vorgestellten Polyethermaterialien P2 stellen eine Neuerung auf dem Dentalmarkt dar. Der chemische Unterschied zwischen den konventionellen und den P2-Materialien liegt in den reaktiven Endgruppen und damit im Vernetzungsmechanismus. Konventionelle Polyether vernetzen durch die Reaktion von N-Alkylaziridinendgruppen, ausgelöst durch eine Schwefelverbindung des Katalysators, das als Nebeneffekt den schlechten Geschmack bedingt. Die P2-Produkte hingegen vernetzen, indem Alkoxysilanendgruppen verschiedener Polyetherketten in Siloxan-Bindungen überführt werden. Diese Reaktion wird durch eine milde Säure oder Wasser aus dem Katalysator induziert, wodurch die unangenehme Geschmacks- und Geruchsbildung unterbleibt (HERAEUS KULZER 2005).

Eigenschaften

Die Anforderungen an elastomere Abformmaterialien sind vielfältig. Neben den grundsätzlichen Anforderungen wie: Biokompatibilität, Lagerfähigkeit, Desinfektion, angenehmer Geruch und Geschmack, Kompatibilität mit Modellwerkstoffen, einfache Verarbeitung, spielen Fließeigenschaften, Elastizität, Volumenverhalten und Abformschärfe eine entscheidende Rolle (LEHNER und SCHÄRER 1991, VIOHL 1996).

Additionsvernetzende Silikone und Polyether gehören zu den Präzisionsabformwerkstoffen. Neben ihrer Lagerfähigkeit und Dimensionsstabilität zeichnen sie sich durch hohe Abformschärfe aus (YEH et al. 1980). Dem gegenüber stehen die kondensationsvernetzenden Silikone, die wegen ihres schlechteren Volumenverhaltens kaum den Anforderungen an ein Präzisionsabformmaterial entsprechen (EAMES 1980). Zusätzlich zählen sie zu den verarbeitungsempfindlichen Werkstoffen. Eine genaue Dosierung und das Beherrschen der Methodik sind unabdingbare Voraussetzung für gute Abformergebnisse. Dennoch sind die kondensationsvernetzenden Silikone immer noch auf dem Dentalmarkt vertreten, weil sie preiswerter sind und eine zunehmende Verbesserung der Eigenschaften vorweisen sollen (WÖSTMANN et al. 1999).

Additionsvernetzende Silikone hingegen können Dosierabweichungen von $\pm 30 \%$ der Komponenten, ohne werkstoffkundlich nachteilige Folgen tolerieren. Das Komponentenverhältnis bestimmt, neben der Temperatur, maßgeblich die Abbindecharakteristik, aber die Elastizität, das Volumenverhalten und die Abformschärfe der abgebundenen Massen bleiben davon praktisch unberührt (WELKER et al. 1981, MUSIL und WELKER 1990, WELKER 1995, VIOHL 1996).

Die *Fließfähigkeit* ist für Abformmaterialien eine unentbehrliche Voraussetzung. Elastomere werden nach ihrem Fließverhalten üblicherweise in: schwer fließende (knetbar), mittel fließende und dünn fließende Massen eingeteilt.

Allgemein wird die Fließfähigkeit (Viskosität) der Materialien durch den Anteil von Füllstoffen nachhaltig bestimmt. Dabei sollten die Füllstoffe möglichst klein sein, um die Detailwiedergabe nicht zu reduzieren (MEINERS 1977, VIOHL 1996).

Eine spezielle rheologische Eigenschaft ist die Thixotropie. Für sie ist kennzeichnend, dass sich die Viskosität mit zunehmender Schubspannung und zunehmender Einwirkzeit verringert. Dieses thixotrope Verhalten ist verantwortlich für die Standfestigkeit der Massen auf dem Abformmassträger und die guten Fließeigenschaften unter Druck bei der Applikation. Thixotropie beruht auf einer reversiblen Sol-Gel-Umwandlung. Im Ruhezustand liegen im Molekül Nebenvalenzen vor, die unter dem Applikationsdruck aufgehoben werden und sich am Ende der mechanischen Belastung wieder zeitabhängig zurückbilden. Diese Rückbildung wird bei den elastomeren, thixotropen Materialien von der zunehmenden Vernetzung der Ausgangsstoffe überlagert.

Mit zunehmendem Vernetzungsgrad (= zunehmender Abbindezeit) sinken die Fließeigenschaften eines Abformmaterials. Wird während des Übergangs vom plastischen in den elastischen Zustand abgeformt, entstehen zusätzlich zur reduzierten Abformschärfe noch Verspannungen im Material. Diese Verspannungen lösen sich nach dem Abziehen der Abformung und führen zu Verzerrungen im Modell mit all seinen Folgen.

Optimal ist es, wenn sich die Viskosität während der Verarbeitungszeit kaum verändert. Nach Ende des Einbringens sollte es zu einem raschen Viskositätsanstieg kommen, weil dadurch die Gefahr plastischen Deformation beim Entfernen herabgesetzt wird. Ein kontinuierlicher Viskositätsanstieg, der für die Siloxane charakteristisch ist, wird eher als ungünstig bewertet. Bei den additionsvernetzenden Silikonen und den Polyethern setzen sich plastische und elastische Phase besser voneinander ab. Dies ermöglicht, bei möglichst langer Verarbeitungszeit einen schnellen Viskositätsanstieg nach dem Einbringen und

minimiert die Gefahr möglicher Verspannungen (MEINERS 1977, WELKER und MEHNER 1979, WELKER et al. 1981).

Die *Elastizität* der Materialien soll die Rückstellung der deformierten Bereiche und damit die Abformgenauigkeit sicherstellen. Bei jeder mechanischen Beanspruchung finden zeitabhängig Veränderungen im Material statt, die eine völlige Rückstellung verzögern oder unmöglich machen (bleibende Deformation). Diese Eigenschaft der Elastomere wird als *viskoelastisches* Verhalten bezeichnet.

Dabei beruhen die mechanischen Beanspruchungen nicht nur auf der Abformung von Unterschnitten, sondern können auch durch die kurzzeitige Vakuumbildung beim Herausziehen des Löffels aus dem Munde bedingt sein. Die einwirkenden Kräfte auf das Abformmaterial im Löffel sind je nach Lokalisation verschieden. Am Löffelboden handelt es sich eher um Abzugskräfte, an den Löffelwänden vorwiegend um Scherkräfte. Dabei sind die notwendigen Kräfte zur Entfernung aus der Mundhöhle um so größer, je größer der Kiefer ist und je mehr Zähne (und damit Unterschnitte) vorhanden sind. Ein verwindungsstabiler Abformlöffel ist daher unverzichtbar (SCHWICKERATH 1977, MEINERS 1977, WIRZ 1978 und 1982, VIOHL und NOLTE 1983, PFEIFFER et al. 1991).

Zusätzlich muss beachtet werden, dass Silikone und Polyether maximal auf zwei Drittel ihrer Ausgangslänge gestaucht werden dürfen und der Abstand zwischen Zahnreihe und Löffelinnenwand mindestens die dreifache, besser noch die vierfache Tiefe des Unterschnittes beträgt (REUSCH und WEBER 1999).

Das *Volumenverhalten* der Elastomere ist das Ergebnis von verschiedenen Prozessen:

1. der Abbindekontraktion, bedingt durch die Polyreaktion,
2. der thermischen Kontraktion nach Entfernung der Abformung aus der Mundhöhle und Abkühlung auf Zimmertemperatur und
3. der Lagerzeitkontraktion, die auf der weiteren, vollständigen Vernetzung der Abformmasse beruht.

Diese Volumeneffekte nehmen mit steigendem Füllstoffgehalt und zunehmender Viskosität ab (MEINERS 1977, LENZ und BREUSTEDT 1978, LENZ 1979, WIRZ und SCHMIDLI 1989).

Da bei den additionsvernetzenden Silikonem und den Polyethern während des Abbindevorganges keine Nebenprodukte entstehen, ist ihre lineare Dimensionsänderung

(~ 0,2 % lin) wesentlich geringer als bei den kondensationsvernetzenden Silikonen (~ 0,7 % lin) (LENZ 1979, WELKER et al. 1981, MUSIL und WELKER 1990). Die Volumenveränderung der Materialien ist in Tabelle 1 angegeben (SAWYER et al. 1974, STACKHOUSE 1975, WIRZ 1978, LUEBKE et al. 1979, LACY et al. 1981, STOLL 2001).

Tab. 1: Darstellung der Volumenveränderung in Vol-% für A-, K-Silikone und Polyether.

	A-Silikon	K-Silikon	Polyether
thermische Kontraktion	~ - 0,18%	~ - 0,25 %	~ - 0,18 %
Abbindekontraktion	~ - 0,04 %	~ - 0,45 %	~ - 0,04 %
Summe	- 0,22 %	- 0,7 %	- 0,22 %

Diese abbinde- und thermischbedingten Volumenveränderungen sowie die elastische Rückstellung sind bei den additionsvernetzenden Silikonen und den Polyethern nach drei Stunden abgeschlossen, sodass die Modellherstellung erfolgen kann (WELKER 1995, WIRZ 1978, WIRZ et al. 1993).

Der Absolutbetrag der Schrumpfung ist abhängig von der Schichtstärke des Abformmaterials im Löffel. Grosse Schichtstärken unterliegen auch einer großen Schrumpfung, besonders bei den K-Silikonen. Um eine kontrollierbare Schichtstärke von 2-4 mm zu gewährleisten, wird die Verwendung eines individuellen Löffels für Präzisionsabformungen empfohlen. Ist der Abformlöffel dünner mit Abformmaterial beschickt, wäre dies für das Volumenverhalten zwar günstiger (geringere Schrumpfung), birgt aber die Gefahr großer bleibender Deformationen (ILG 1958 und 1960, MEINERS 1977, SCHWICKERATH 1977, SHILLINGBURG et al. 1977, WIRZ 1978, EAMES 1979, LENZ 1979, WIRZ und SCHMIDLI 1989, LEHNER und SCHÄRER 1991, CLAUSS 2003).

Die *Abformschärfe* oder Detailwiedergabe ist als Werkstoffgröße nicht definiert, beschreibt aber die Genauigkeit der Wiedergabe feinsten Oberflächenstrukturen im Abformnegativ und hängt von der Struktur des Abformmaterials, dessen Fließverhalten zum Abformzeitpunkt und dem Abformdruck ab.

Abformmaterialien sollen die Situation der Hart- und Weichgewebe detail- und dimensionsgetreu wiedergeben (SCHULZ und SCHWICKERATH 1989). Für festsitzenden Zahnersatz wird die Wiedergabe der Oberfläche bis zu 25 µm genau angestrebt. Für die Abformung von Weichgeweben erscheinen 50 µm ausreichend. Die Abformmaterialien wirken somit in geringem Umfang entprofilierend, was an der

Schleimhaut wünschenswert ist (REHBERG 1978 und 1979, SCHWICKERATH 1972, LENZ und BREUSTEDT 1978, WELKER 1995).

Abformhilfsmittel

Der Erfolg einer Abformung kann nur gewährleistet werden, wenn auch über Stunden ein inniger mechanischer und chemischer Verbund zwischen Löffelinnenwand und Abformmaterial gewährleistet wird. Zur Retention des Abformwerkstoffes an den Löffelmaterialien stehen folgende Möglichkeiten zur Verfügung: Rauigkeit, Perforationen, Randleisten und Haftlacke (LEHNER und SCHÄRER 1991).

Da Elastomere nach der Abformung schrumpfen, werden von den Herstellern produktspezifische Haftvermittler oder Haftlacke angeboten. Die Haftvermittler (Adhäsive) ermöglichen den flächenhaften chemischen Verbund zwischen Abformträger und Abformmaterialien, die sich hinsichtlich ihrer physikalischen (Elastizität, thermische Ausdehnung, Oberflächenspannung) und chemischen Eigenschaften (Bindungsverhalten) unterscheiden (HOFFMANN und SCHMIDT 1991).

Adhäsive sind in der Regel Lösungen hochpolymerer Stoffe, die nach der Verdunstung des Lösungsmittels einen Film hinterlassen, der die mechanische Retention des Abformträgers unterstützt. Sie sind für die verschiedenen Abformmaterialien nicht untereinander austauschbar. Zur optischen Kontrolle über die gleichmäßige Benetzung der Löffelinnenwand sind die meisten Adhäsive eingefärbt (WIRZ 1989, STÖßEL 1995).

Als optimal wird die Verwendung von Löffeln mit Randleisten in Kombination mit Haftlacken angegeben (WIRZ 1978, LEHNER und SCHÄRER 1991).

3 Ziele der Arbeit

Obwohl die Abformwerkstoffe seit ihrer Einführung immer wieder untersucht wurden, macht ihre permanente Verbesserung und Weiterentwicklung werkstoffkundlich-vergleichende Untersuchungen der Materialien erforderlich.

Es ist Ziel dieser Arbeit, neuere elastomere Abformmaterialien durch umfangreiche experimentelle und anwendungstechnische Untersuchungen hinsichtlich ihrer klinisch relevanten Basis- und Verarbeitungseigenschaften vergleichend zu untersuchen, zu bewerten und eine Empfehlung für die Praxis abzuleiten.

Dafür werden elf marktrelevante Abformmaterialien ausgewählt - zwei additionsvernetzende Silikone, zwei kondensationsvernetzende Silikone und sieben Polyether, die alle drei Viskositäten einschließen. Bei den Polyethern sollen drei neue Materialien untersucht werden, die sich von den konventionellen Polyethern durch einen neuen Abbindemechanismus unterscheiden.

Die Polyether und A-Silikone schwer und mittel fließender Konsistenz sollen maschinell mit dem Pentamix Gerät angemischt werden und die dünn fließenden Massen mit der Mischpistole. Das kondensationsvernetzende Material wird gewichtsdosiert von Hand angemischt.

Zur Charakterisierung der werkstoffkundlichen Eigenschaften sollen folgende Untersuchungen durchgeführt und die Ergebnisse anwendungsbezogen verglichen werden: Rheologische Untersuchungen, Benetzbarkeit, Abformschärfe, Hysterese-Verhalten, Shore-A-Härte, Verbundfestigkeit sowie Reißfestigkeit und Reißdehnung mittels Zugversuch. Eine 20%ige Überdosierung einer der jeweils zwei Komponenten des K-Silikons soll simuliert werden.

Außerdem soll die Haftung der Materialien am Abformmasseträger untersucht werden, wobei verschiedene Trocknungszeiten der Adhäsive, unterschiedliche Löffelmaterialien sowie ein neuartiger Einmallöffel der Firma 3M ESPE mit Vlies, das die Haftung verbessern soll, Berücksichtigung finden.

Im Torsionsversuch sollen die Zeitabhängigkeit der elastischen Rückstellung der Abformmaterialien veranschaulicht und die bleibende Deformation ermittelt werden.

Weiter soll der Einfluss von zwei handelsüblichen Desinfektionslösungen auf die Dimensionsstabilität der Abformmaterialien untersucht und dabei nicht nur die vom Hersteller empfohlenen Desinfektionszeiten eingehalten, sondern auch der Einfluss einer längeren Lagerungszeit simuliert werden.

Ob und welche praxisrelevanten Unterschiede zwischen den A-, K-Silikonem und den Polyethern bestehen soll beurteilt und gleichzeitig die Stellung der Monophasenmaterialien untersucht werden. Von besonderem Interesse sind die Fragen: „Sind die weiterentwickelten K-Silikone gegenüber den A-Silikonem gleichwertig bzw. unter welchen Bedingungen?“ und „Lassen die neuen Polyether Vorteile gegenüber den konventionellen Polyether-Massen erkennen?“.

4 Material und Methoden

4.1 Abformwerkstoffe

Die Untersuchungen wurden an zwei A-Silikon, zwei K-Silikon und sieben Polyetherwerkstoffen verschiedener Viskositäten durchgeführt (Tab. 2).

Tab. 2: Verwendete Abformwerkstoffe

Handelsname	Firma	Chargen- nummer	Art des Elastomers	Viskosität	Abbinde- zeit in [min]
Position Penta	3M ESPE	158469	A-Silikon	mittel fließend	3:00
Position Penta Quick	3M ESPE	154338	A-Silikon	mittel fließend	2:40
Impregum Penta Soft	3M ESPE	158976	Polyether	mittel fließend	6:00
Impregum Penta L Duo Soft	3M ESPE	150680	Polyether	dünn fließend	6:30
Impregum Penta H Duo Soft	3M ESPE	158641	Polyether	schwer fließend	6:00
Impregum Garant L Duo Soft	3M ESPE	151944	Polyether	dünn fließend	5:30
P2 Magnum 360 Heavy	Heraeus Kulzer	190178	Polyether	schwer fließend	5:15

Handelsname	Firma	Chargen- nummer	Art des Elastomers	Viskosität	Abbinde- zeit in [min]
P2 Magnum 360 Monophase	Heraeus Kulzer	190178	Polyether	mittel fließend	5:15
P2 Magnum 360 Light	Heraeus Kulzer	195009	Polyether	dünn fließend	5:15
Hydro C Putty	Detax	020903 (Aktivator: 030401)	K-Silikon	schwer fließend	4:45
Hydro C wash	Detax	020901 (Aktivator: 030401)	K-Silikon	dünn fließend	4:00

Zusätzlich wurden folgende Werkstoffe verwendet:

- Adhäsiv von Heraeus Kulzer, Chargennummer: 190175
- Adhäsiv von 3M ESPE für Polyether, Chargennummer: 151975
- Adhäsiv von 3M ESPE für A-Silikone, Chargennummer: 168072
- Adhäsiv von Detax für K-Silikone, Chargennummer: 040302
- VPS Tray Adhäsiv von 3M ESPE, Chargennummer: 173617
- Mixing Tips von 3M ESPE für das Pentamix Gerät, Chargennummer: 158731
- ESPE Impresept - Desinfektionsbad (LOT 0.2003)
- DÜRR MD 520 (LOT 50055) Desinfektionsbad
- lichtpolymerisierender Löffelkunststoff, Invidolux von VOCO .

4. 2 Untersuchungsmethoden

Die in Tabelle 2 angegebenen mittel fließenden und schwer fließenden Abformmaterialien der Firmen 3M ESPE und Heraeus Kulzer wurden mit Hilfe des Pentamix Gerätes der Firma 3M ESPE (Abb. 4) im Volumenverhältnis Basispaste zu Katalysatorpaste = 5:1 exakt angemischt. Bei den dünn fließenden Materialien Impregum Garant L Duo Soft und P2 Light wurde das Komponentenverhältnis durch die Verwendung des Applikationsspritzensystems gewährleistet. Das Volumenverhältnis betrug jeweils Basispaste zu Katalysatorpaste = 2:1.



Abb. 4: Pentamix
Gerät von 3M ESPE

Durch genaues Abwiegen wurden folgende Mischungsverhältnisse bei Hydro C Putty und Hydro C wash realisiert:

- Hydro C putty: 13,5g putty Material zu 0,33g Aktivator
- Hydro C wash: 4,5g Paste und 0,42g Aktivator.

Es wurde von Hand gemischt. Bei allen Messungen wurden die vom Hersteller angegeben Abbindezeiten genau eingehalten und die verwendeten Abformwerkstoffe bei Zimmertemperatur (21 ± 1 °C) gelagert.

Um möglichst viele subjektive Fehler zu vermeiden, wurden die Versuche unter gleichen Bedingungen (wie Zeiten, Abläufe, Geschwindigkeiten und Winkel) und von derselben Person durchgeführt. Die Raumtemperatur bei den einzelnen Messungen betrug jeweils (21 ± 1 °C), und als simulierte Mundtemperatur wurden 35 ± 1 °C gewährleistet.

4. 2. 1 Rheologische Untersuchungen

Mit Hilfe rheologischer Untersuchungen ist es durch eine Vielzahl von unterschiedlichen Methoden möglich, den Verlauf der Abbindezeit und die Gesamtverarbeitungszeit von Abformmaterialien darzustellen (VIOHL 1972, FRANZ und RITZE 1972, FRANZ 1975, SCHWICKERATH 1972, REHBERG 1979, Mc CABE und CARRICK 1989). Die Verfahren beruhen auf der Ermittlung des Viskositätsanstiegs oder der Messung der elastischen Rückstellung.

Die *Gesamtverarbeitungszeit* ist „als die Zeitspanne vom Mischbeginn bis zum Beginn des Auftretens von Elastizität und Verlust der Plastizität“ definiert. Der erste Teil der Gesamtverarbeitungszeit ist die vom Hersteller angegebene Mischzeit.

Bei der *Abbindezeit* handelt es sich um die Zeitspanne vom Mischbeginn bis zum Erreichen der notwendigen Elastizität, damit der Abdruck möglichst ohne bleibende Deformationen entnommen werden kann (DIN EN 24823, FRANZ 1972, FRANZ und RITZE 1972).

Die Untersuchungen wurden mit dem RheoStress RS 100 (Haake) durchgeführt. Die Arbeitsweise basiert auf einer Oszillationsmessung. Dabei werden unter anderem folgende Parameter bestimmt: Elastizitätsmodul, Verlustmodul, komplexe Viskosität und Deformationsamplitude.

Nach Newton wird idealviskoses Fließverhalten wie folgt beschrieben: $\eta = \tau/\dot{\gamma}$.

η entspricht der dynamischen Viskosität, τ der Schubspannung (bestimmt durch die Scherkraft F , die auf die Scherfläche A wirkt) und $\dot{\gamma}$ der Schergeschwindigkeit. Aus obiger Gleichung folgt, dass die dynamische Viskosität über zwei Messmethoden bestimmt werden kann:

- Vorgabe der Schubspannung τ und Ermittlung der Schergeschwindigkeit $\dot{\gamma}$ (CS Modus)
- Vorgabe der Schergeschwindigkeit $\dot{\gamma}$ und Erfassung der Schubspannung τ (CR Modus)

(Mc CABE und CARRICK 1989, MEZGER und NEUBER 1991, SCHRAMM 1995, WEGE 2000, WELKER et al. 2001).

Für die eigenen Messungen wurde der CS Modus gewählt. Die vorgegebene Schubspannung wirkt sinusförmig mit einer Frequenz f auf das im Scherspalt befindliche Abformmaterial. Dabei wird die Deformation γ mit der Phasenverschiebung δ erzeugt. Phasenverschiebungswinkel zwischen $0 - 90^\circ$ sind charakteristisch für das viskoelastische Verhalten von Abformmaterialien (SCHRAMM 1995).

Zur Bestimmung der Abbindezeit wurde das RheoStress RS100 mit einem Drehkörper und einer Messplatte mit einem Durchmesser von 20 mm ausgestattet (Abb. 5+6). Die Abformmaterialien wurden sofort nach ihrem Anmischen auf die 35°C warme Messplatte aufgebracht, und zum frühestmöglichen Zeitpunkt erfolgte die Messung. Dabei stellte sich das Gerät automatisch von seiner „stand-by“-Position (Spaltgröße 9 mm) in seine Messposition mit einem Spaltbreite von 1 mm ein. Grafisch und tabellarisch wurden mit

Hilfe der Software des RheoStress Haake RS100 folgende Werte registriert: G' (Speichermodul), G'' (Verlustmodul), t (Zeit) und η (dynamische Viskosität) (SCHRAMM 1981, WEGE 2000).



Abb. 5: RheoStress RS 100 von Haake

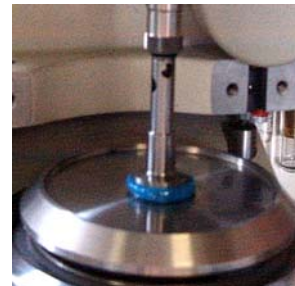


Abb. 6: Detailaufnahme des RheoStress RS 100 von Haake

4. 2. 2 Kontaktwinkel

In den Lichtstrahl des Diaprojektors „Kindermann diafocus 1500AV“ wurde ein dünn mit Abformmaterial beschicktes Stück Quarzglas horizontal eingebracht und der Schatten eines 50 μ l großen Wassertropfens an die im Abstand von 1,5 m befindliche Wand projiziert. Es wurde eine Tangente an die projizierte linke Tropfenrundung gelegt und der Winkel zwischen Tangente und der Tropfenbasis (auf dem Schatten des Quarzglases) vermessen. Dies entspricht dem Kontaktwinkel zwischen Abformmaterial und Wassertropfen.

An jeweils drei Probekörpern der mittel fließenden und dünn fließenden Materialien wurde nach 30 s, 1 min und dann im Minutenabstand einheitlich und unabhängig von der Abbindezeit bis 10 min der Kontaktwinkel gemessen.

Weitere Prüfkörper wurden 24 h gelagert und anschließend der Kontaktwinkel gemessen.

4. 2. 3 Abformschärfe

Die Wiedergabe des Feinprofils des Urkörpers (siehe Abb. 7 und Tab. 3) wurde mit dem Lichtschnittmikroskop nach SCHMALTZ (Abb. 8) begutachtet. Das Verfahren beruht darauf, dass von einer Beleuchtungseinrichtung ein feines Lichtband erzeugt wird, das die Oberfläche der Probekörper in einem Winkel von 45° schneidet. Die Profilform des Lichtbandes wird mit der im Okular befindlichen Messeinrichtung vermessen. Der Abstand zwischen der Nulllinie, die der ebenen Matrizenoberfläche entspricht, und der Stelle des Profils, die der wiedergegebenen Rillentiefe entspricht, wird gemessen und ins Verhältnis zur Urtiefe (= 100%) gesetzt (KREBS und MARX 1972). Die Matrice (Abb. 7), der so genannte Urkörper, war ein Amboß mit vier diagonal eingeprägten u- und v-förmigen Rillen mit unterschiedlichen Öffnungswinkeln und Rillentiefen (Tab.3).



Abb.7: Matrice zur Prüfkörperherstellung.

Die Matrice befand sich in einem Höppler-Konsistometer bei einer Matrizentemperatur von 35°C . Das aufgebrachte Abformmaterial wurde durch einen aufgesetzten Ring geführt, mit einem Gewicht von 250 g beschwert und verblieb für die restliche Abbindezeit im Höppler-Konsistometer. Die Herstellung des Prüfkörpers erfolgte aus mittel fließenden und leicht fließenden Materialien (Tab. 2). Nach der Abformung des Nullkörpers wurden die Probekörper an der Luft bei 21°C Raumtemperatur aufbewahrt und nach 24 h an pro Rille vier reproduzierbaren Punkten vermessen.



Abb. 8: Lichtschnittmikroskop nach SCHMALTZ

Errechnet wurde die prozentuale Abweichung der abgeformten Matrice von der Rauhtiefe des Urkörpers.

Tab. 3: Mittlere Rauhtiefe und Rillenbreite sowie Profilquerschnitte des metallischen Urkörpers

Messlinie	Rauhtiefe [μm]	Rillenbreite [μm]	Rillenform
I	69,7	113,0	U
II	60,7	136,0	U
III	75,6	220,0	V
IV	59,3	272,7	V

4. 2. 4 Zugversuch

4. 2. 4. 1 Reißfestigkeit, Reißdehnung und Spannungswert (Definitionen siehe 6. 4. 1)

Die Bestimmung dieser Parameter wurde mit der ZWICK-Universal-Prüfmaschine 1435 und der dazugehörigen Software (ZWICK-PC-Software System) durchgeführt (Abb. 9).



Abb. 9: Zwick-Universal-Prüfmaschine 1435

Die Prüfkörperherstellung erfolgte in Anlehnung an die DIN 53504. Für den Zugversuch wurden pro Abformwerkstoff fünf Probekörper nach ihrer Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h auf ihre Zugfestigkeit mit einer Prüfgeschwindigkeit von 200 mm/min getestet. Es wurden die Schulterstäbe S2 mit folgenden Maßen verwendet: Länge des Steges 30 mm, Breite 4 mm und Dicke des Steges 2 mm. Die Form der Schulterstäbe (Abb. 10) war als Negativ in einer Metallplatte eingefräst. Diese wurde dünn mit Silikonöl bestrichen um ein leichteres Entformen der Stäbe zu ermöglichen. Das angemischte Material wurde zwischen die Platten der Form gebracht und für 2 min mit einem 10 kg Gewicht beschwert. Bei der Messung nach Abbindezeit und nach 60 min wurden die Probekörper in der Form für die restliche Abbindezeit in einem Thermoschrank bei 35 °C aufbewahrt.



Abb. 10: Darstellung der Schulterstäbe S2.

Für die Messung nach 24 h wurden alle Proben für 2 min mit dem 10 kg Gewicht beschwert, anschließend für 5 min im Thermoschrank bei 35 °C gelagert und dann bis zum Messzeitpunkt an der Luft aufbewahrt.

4. 2. 4. 2 Verbundfestigkeit verschiedener Materialien

Es wurden die Verbundfestigkeiten zwischen klinisch üblichen Materialienkombinationen (gleicher Hersteller) untersucht. Bei der Probekörperherstellung wurde die Korrekturabformung simuliert, wobei die Erstabformmasse in die Negativform der Schulterstäbe S2 (siehe Abb. 10) eingefüllt wurde, für 2 min mit einem 10 kg schweren Gewicht belastet und anschließend für 4 min in einem Thermoschrank bei 35 °C aufbewahrt wurde. Anschließend wurden die Probekörper in der Mitte durchtrennt, eine Hälfte in der Form belassen, das Korrekturmateriale angemischt und in den freien Teil der Form eingebracht und wieder mit dem 10 kg Gewicht für 2 min beschwert. Für die restliche Abbindezeit erfolgte die Aufbewahrung im Thermoschrank bei 35 °C.

Die Messung der Haftkräfte zwischen den zeitlich verschoben abbindenden und sich verbindenden Materialien erfolgte durch Zugbelastung gemäß 4. 2. 4. 1 zu folgenden Zeiten: nach der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit des Korrekturmateriale, nach 60 min und nach 24 h.

4. 2. 5 Haftung am Abformmasseträger

Pro Abformwerkstoff wurden jeweils fünf Probekörper hergestellt. Auf polierte Metallstäbe von 1 cm Breite wurde das dem Abformmaterial entsprechende Adhäsiv nach Herstellerangaben aufgebracht und getrocknet (Abb. 11). Für das 3M ESPE Polyetheradhäsiv beträgt die Mindesttrocknungszeit laut Beipackzettel 60 s, optimal wären 15 min, sodass in dieser Arbeit beide Trocknungszeiten Berücksichtigung fanden.

Das farblose Adhäsiv für das K-Silikon der Firma Heraeus Kulzer wurde 2 min getrocknet. Die so vorbereiteten Metallstäbe wurden auf 10mm Länge (= 1cm²) mit den schwer fließenden und mittel fließenden Abformmaterialien (Tab. 2) überlappend „verklebt“ und für 10 min im Thermoschrank bei 35 °C aufbewahrt. Anschließend erfolgte die Messung unter Scherkraft mit einer Prüfgeschwindigkeit von 10 mm/min mit der ZWICK-Universal-Prüfmaschine 1435 und der dazugehörigen Software (ZWICK-PC-Software-System). Meßparameter waren die Reißfestigkeit und die Reißdehnung.

Da im Praxisalltag verschiedene Löffelmaterialien Verwendung finden, wurde neben den üblichen Metalllöffeln auch ein lichtpolymerisierter Kunststoff als Löffelbasis mit dem entsprechenden Adhäsiv getestet (Abb. 12).

Des weiteren wurde der Haftverbund an den von der Firma 3M ESPE angebotenen Vlies-Löffel für die A-Silikone Position Penta und Position Penta Quick untersucht. Auch hier betrug die Kontaktfläche zwischen den Materialien 1 cm². Das Position Penta Tray ist ein neuartiges Einweg-Abformlöffelsystem, speziell für den Gebrauch von Position Penta/-Quick für typische Alginatindikationen. Laut Herstellerangaben müssen diese Löffel nicht mit einem Haftvermittler vorbereitet werden.

Um die Oberflächenstruktur zu begutachten, wurde die Oberfläche unter dem Rasterelektronenmikroskop betrachtet.



Abb. 11: Haftung am metallischen Abformmassenträger in der Zwick-Universal-Prüfmaschine 1435.



Abb. 12: Haftung am lichtpolymerisierten Abformmassenträger in der Zwick-Universal-Prüfmaschine 1435.

4. 2. 6 Torsionsversuch

Das zu prüfende Material wurde in die auf Mundtemperatur (35 °C) erwärmte zweiteilige Messingform gefüllt und über den in der Abformmasse eingebrachten Spiegel, mit einer Lichtquelle, eine Markierung an die Wand projiziert. Der Thermostat war auf 37 °C eingestellt (Abb. 13). Bedingt durch den Wärmeverlust an der Luft, betrug die Temperatur an der Metallform der Versuchseinrichtung 35 °C.

Nach der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit wurde die formgebende Verschalung (Abb. 14) entfernt und der entformte zylindrische Prüfkörper für 10 s um 45° verdreht (=100%-ige Verformung). Die Deformation wurde in Winkelgrad direkt nach der Torsion

und Entlastung des Probekörpers abgelesen und nochmals nach 10 min Rückstellzeit. Daraus wurde jeweils die bleibende Deformation in % berechnet.



Abb. 13: Aufbau zum Torsionsversuch.



Abb. 14: Metallverschalung zur Herstellung der Probekörper für den Torsionsversuch.

4. 2. 7 Hysterese-Verhalten

Dieser Versuch dient der Bestimmung der Verformung und des Formänderungsrestes (bleibende Deformation) der Abformwerkstoffe und wurde computergesteuert an der ZWICK-Universal-Prüfmaschine 1435 mit der dazugehörigen Software (ZWICK-PC-Software System) durchgeführt.

Pro Abformwerkstoff wurden drei zylindrische Probekörper (Höhe 11mm, Durchmesser 11mm) hergestellt. 60 s bzw. 90 s nach Mischen und Füllen der Prüfkörperform wurden diese für die restliche Abbindezeit in einem Thermoschrank bei 35 °C gelagert. Die Probekörper mit einer Höhe und einem Durchmesser von 11 mm wurden bei einer Prüfgeschwindigkeit von 20 mm/min eine Minute lang mit einer Kraft von 100 N gestaucht. Danach wurde entlastet und nach Rückstellung die bleibende Verformung gemessen bzw. der Formänderungsrest errechnet.

Die Belastung der Probekörper erfolgte zu drei verschiedenen Zeiten: jeweils eine Minute vor der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit, zur genauen Abbindezeit und nach 24 h.

4. 2. 8 Shore-A-Härte Messung nach DIN 53 505

Die Shore-A-Härte Messung ist ein Verfahren zur Ermittlung der Eindringtiefe eines Kegelstumpfes unter Federkraft (Kegelwinkel 35 °) in gummielastische Materialien und dient damit zur Härtebestimmung von Elastomeren. Sie ist dabei die Kraft, die dem eindringenden Kegel entgegengesetzt wird und kann an dem geeichten Messgerät (Zwick Material testing 3100) in Shore-A-Härte Einheiten, die von 0-100 reichen, abgelesen werden (Abb. 15+16).



Abb. 15+16: Zwick Material testing 3100 zur Bestimmung der Shore-A-Härte.

Je Abformmaterial wurden drei Probekörper hergestellt und nach 90 s für die verbleibende Abbindezeit in einem Thermoschrank bei 35 °C gelagert. Die Probekörper (Höhe 11mm, Durchmesser 11mm) wurden sofort nach der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit, nach 5 min, 7,5 min, 10 min, 15 min, 30 min, 60 min und 24 h auf ihre Shore-A-Härte getestet.

4. 2. 9 Dimensionsverhalten

Durch die simulierte Abformung eines Urkörpers wurde die lineare Dimensionsänderung in Abhängigkeit von der Zeit ab Anmischbeginn ermittelt. Die Herstellung der Probekörper erfolgte analog zu 4. 2. 3.

Nach vorangegangener Vermessung der Matrize (Abb. 7) zur Ermittlung der Nullwerte erfolgte bei fünffacher Vergrößerung die Vermessung der Längen der einzelnen Rillenabformungen mit dem Messmikroskop BK 70x50 (ZEISS) jeweils nach Abbindezeit sowie 15 min, 30 min, 60 min und 24 h nach Anmischbeginn. Der Schnittpunkt zwischen der eingearbeiteten kreisförmige Rille und den Diagonalen diente als Start- und Endpunkt der Längenmessung. Aus den Messstrecken der Abformung wurde die Abweichung gegenüber den Ausgangslängen der Matrize (=100%) jeder Probe in Prozent errechnet.

4. 2. 10 Desinfektion und Dimensionsverhalten

Es wurden von jedem Abformmaterial zwei Prüfkörper analog 4. 2. 3 hergestellt. Der eine wurde für 10 min in das ESPE Impresept - Desinfektionsbad und der zweite für 5min in das DÜRR MD 520 Desinfektionsbad gelegt. Die Zeiten entsprechen den vom Hersteller empfohlenen Lagerungszeiten in der jeweiligen Lösung.

Anschließend wurden die Prüfkörper 15 s unter fließendem Wasser abgespült und Längen der abgeformten Rillen analog zu 4. 2. 9 vermessen. Zusätzlich wurden die Prüfkörper gewogen um ein eventuelles Quellen oder Schrumpfen erfassen zu können. Um ein versehentliches Vergessen der Abformung im Desinfektionsbad zu simulieren wurden die Proben zusätzlich nach 60 min und nach 24 h vermessen.

Statistik

Betrachtet wurden die Mittelwerte \bar{x} und die dazugehörigen Standardabweichungen s . Die statistische Varianzanalyse der Ergebnisse erfolgte mittels T-Testes nach Student. Als Grenzwert wurde $p \leq 0,05$ vereinbart.

5 Ergebnisse

In Folgendem werden die ermittelten Ergebnisse grafisch dargestellt und kurz erläutert. Um eine bessere Übersicht zu gewährleisten, sind die Ergebnisse nach Viskositäten geordnet.

5. 1 Rheologische Untersuchungen

Die Abbildungen 17, 18 und 19 zeigen die Ergebnisse der rheologischen Untersuchungen. Es wurde die Zunahme der Schubspannung τ [Pa] in Abhängigkeit von der Zeit dargestellt. Die Werte sind den Tabellen 4 bis 6 im Anhang zu entnehmen.

Am schnellsten wird bei Hydro C putty die Schubspannung von 100 auf 1000 Pa erhöht, um die eingestellte Frequenz von 1000 Hz und den Scherfaktor M von 10 [1/s] zu erreichen. P2 Heavy benötigt die längste Zeit zum Vernetzen und bis sich die Schubspannung erhöht.

In der Gruppe der mittel fließenden Materialien muss bei Position Penta Quick, mit der kürzesten Abbindezeit, die Schubspannung am schnellsten von 100 auf 1000 Pa erhöht werden. Am längsten dauert dies bei Impregum Penta Soft, mit der laut Herstellerangaben längsten Abbindezeit. P2 Monophase kann am längsten mit einer Schubspannung von 1000 Pa belastet werden, bevor der innere Widerstand so groß ist, dass sich die Schubspannung auf 6366 Pa umschaltet.

Bei den dünn fließenden Materialien wird erwartungsgemäß die Schubspannung von 100 auf 1000 Pa sehr spät erhöht. Am längsten dauert dies bei P2 Light mit 6 min. Die Erhöhung der Schubspannung auf 6366 Pa erfolgt bei Impregum Penta L als erstes und damit noch früher als der Übergang bei P2 Light auf 1000 Pa. Am längsten kann Impregum Garant L mit einer Schubspannung von 1000 Pa belastet werden, bevor die innere Vernetzung den Widerstand so erhöht, dass eine größere Schubspannung nötig ist.

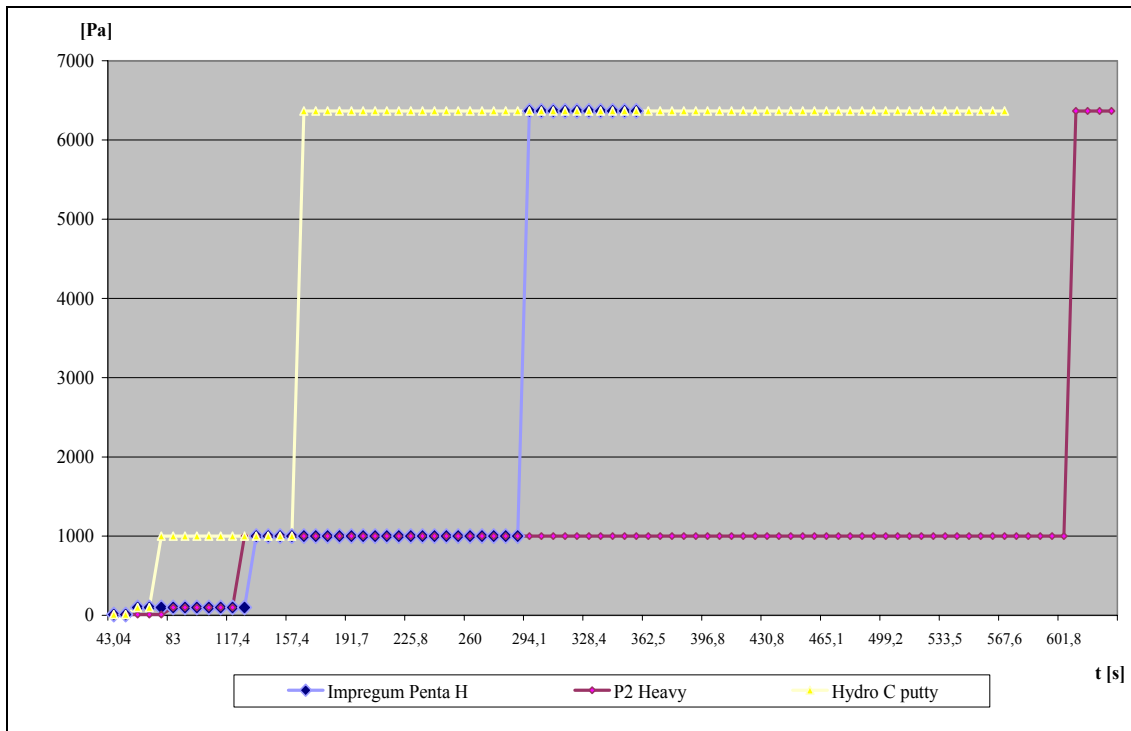


Abb. 17: Schubspannung τ in [Pa] in Abhängigkeit von der Zeit nach Anmischbeginn bei schwer fließenden Abformmaterialien.

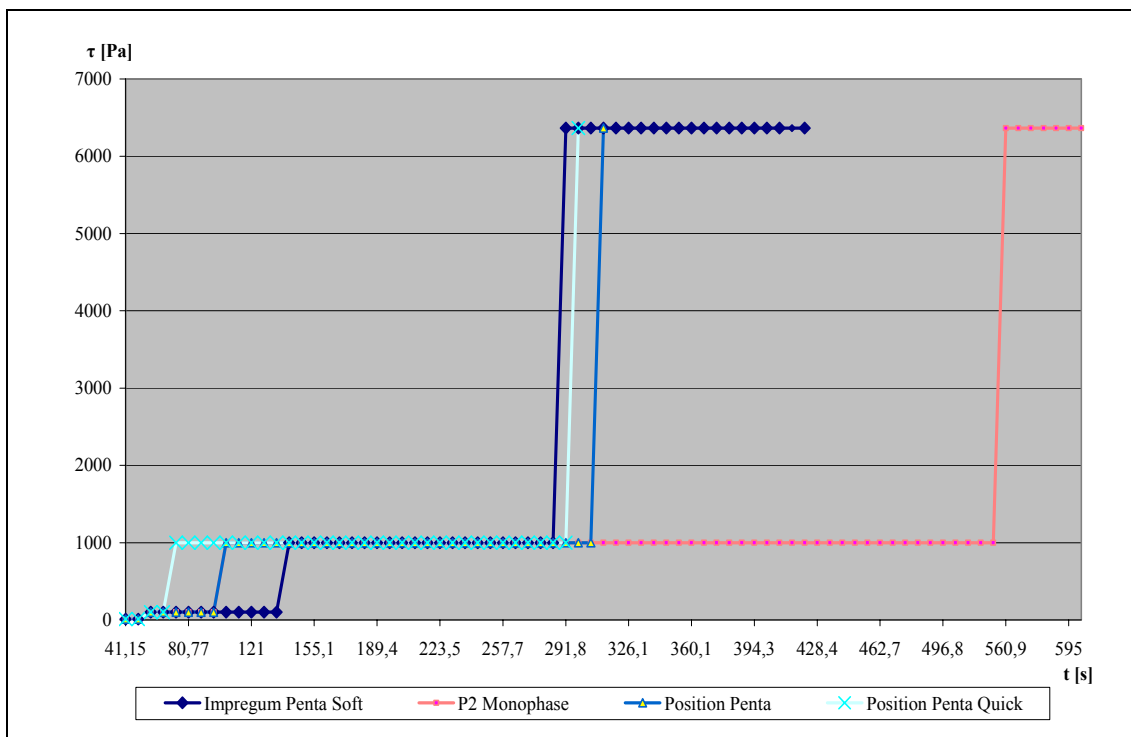


Abb. 18: Schubspannung τ in [Pa] in Abhängigkeit von der Zeit nach Anmischbeginn bei mittel fließenden Abformmaterialien.

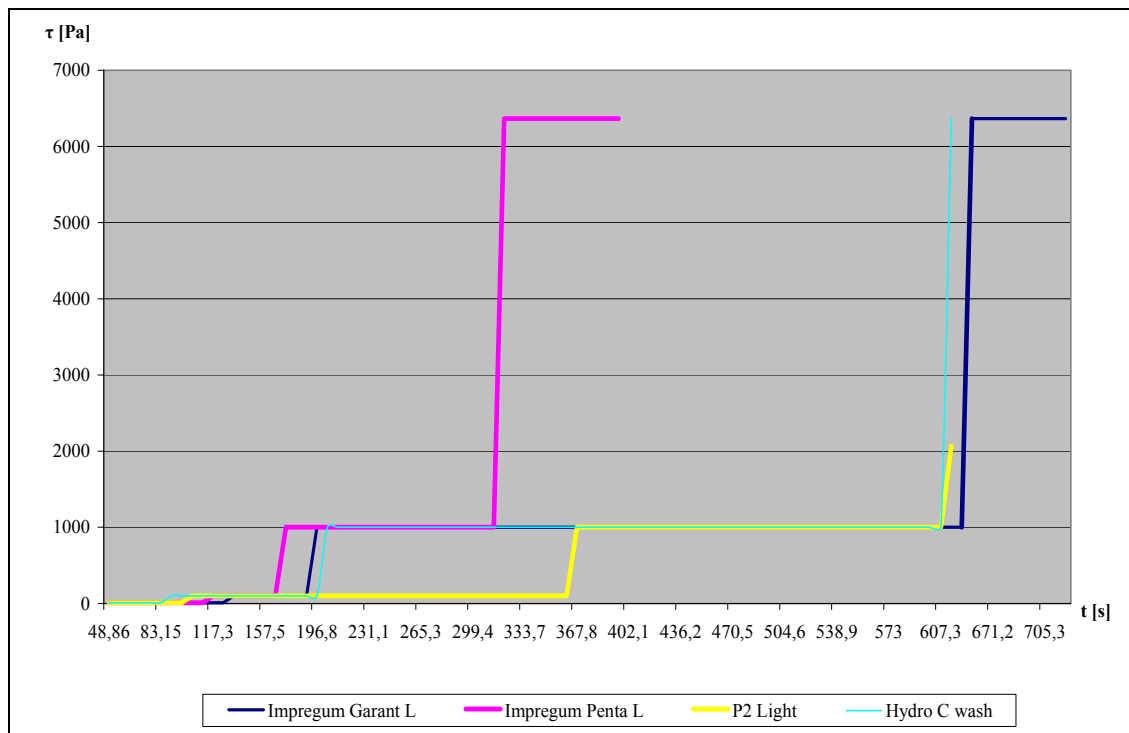


Abb. 19: Schubspannung τ in [Pa] in Abhängigkeit von der Zeit nach Anmischbeginn bei dünn fließenden Abformmaterialien.

5. 2 Kontaktwinkel

In der Abbildung 20 ist der Kontaktwinkel zwischen einem definierten Wassertropfen und den frisch zubereiteten mittel fließenden Abformmaterialien nach sofortiger Tropfenapplikation nach Anmischende dargestellt, in Abbildung 21 nach 24 h Lagerung der Probe-körper. Einen Überblick über die arithmetischen Mittelwerte, die Standardabweichungen, sowie die Ergebnisse der Signifikanzanalyse geben die Tabellen 7 bis 10 im Anhang.

Es vergeht nach Tropfenapplikation eine halbe Minute bis der erste Kontaktwinkel gemessen werden kann. Diese Zeitverzögerung ergibt sich, weil der Träger für die Abformmasse mit dem Wassertropfen in den Projektor gesetzt werden muss.

Die Kontaktwinkel in Abbildung 20 zeigen deutlich, dass die A-Silikone schlechter mit Wasser benetzbar sind als die Polyether. Der T-Test ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den zwei A-Silikon und Impregum Penta Soft. Ebenso sind die Unterschiede gegenüber P2 Monophase bis 6 min nach Tropfenapplikation signifikant. Impregum Penta Soft hat die niedrigsten Kontaktwinkel der Polyether-Gruppe. Nach dem Aufbringen auf das noch fließfähige Abformmaterial sank der Wassertropfen ein und wurde zunehmend von den abbindenden Materialien umschlossen. Es bildete sich ein dünnes Häutchen über dem Tropfen. Um die Einheitlichkeit der Messung zu gewährleisten, wurden die Tropfen über 10min beobachtet.

Abbildung 21 zeigt, dass die Kontaktwinkel von Position Penta, Position Penta Quick und von P2 Monophase nach 24h unter denen nach sofortiger Tropfenapplikation liegen. Impregum Penta Soft hingegen weist nach 24 h Lagerung der Probekörper einen nahezu identischen ($45,3 \pm 2,1^\circ$ und $42,7 \pm 0,6^\circ$) Kontaktwinkel gegenüber den frisch angemischten Materialien auf. Der Unterschied zu P2 Monophase ist bis 5 min nach Applikation signifikant.

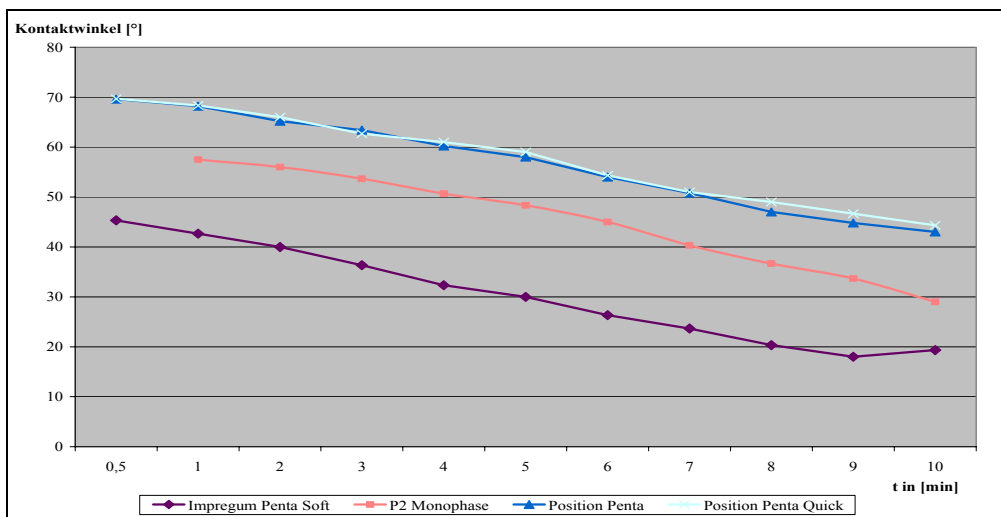


Abb. 20: Kontaktwinkel von frisch zubereiteten mittel fließenden Abformmaterialien in Abhängigkeit von der Zeit nach Applikation eines definierten Tropfens destilliertem Wasser.

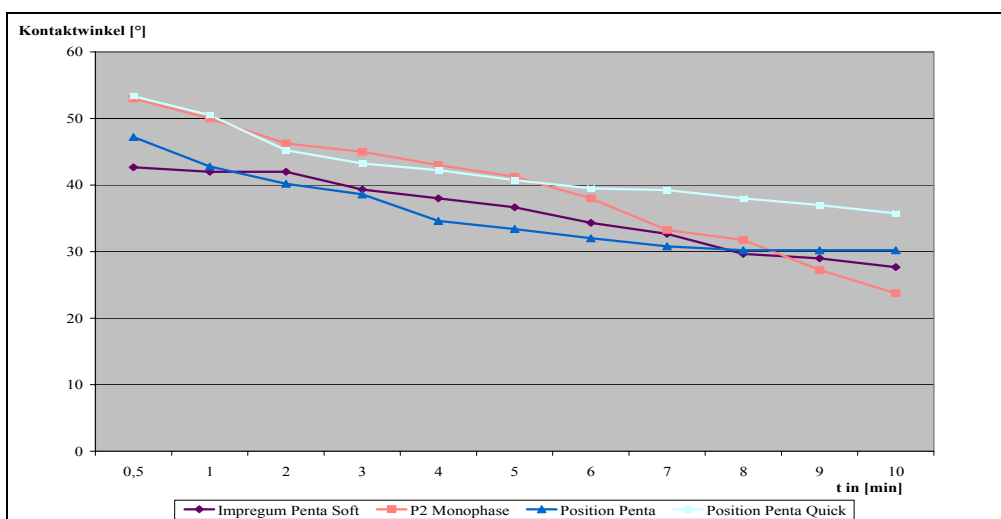


Abb. 21: Kontaktwinkel bei mittel fließenden Abformmaterialien bei Tropfenapplikation nach 24 h Abbindezeit des Abformmaterials.

In den Abbildungen 22 und 23 sind die Kontaktwinkel zwischen den dünn fließenden Materialien und einem 50µl großen Tropfen destillierten Wassers dargestellt. Die arithmetischen Mittelwerte, Standardabweichungen und die Ergebnisse der Signifikanzanalyse sind den Tabellen 11 bis 14 im Anhang zu entnehmen.

Impregum Garant L hat gegenüber den anderen dünn fließenden Materialien signifikant niedrigere Kontaktwinkel. Bereits nach 6 min bleibt der Kontaktwinkel mit $17 \pm 1^\circ$ konstant. Den signifikant größten Winkel zum Tropfen weist mit $74 \pm 3,5^\circ$ das kondensationsvernetzende Silikon Hydro C wash auf. P2 Light und Impregum Penta L sind nicht signifikant verschieden. Auch in diesem Versuch sank der Tropfen in die Polyethermaterialien ein und wurde von diesem umschlossen.

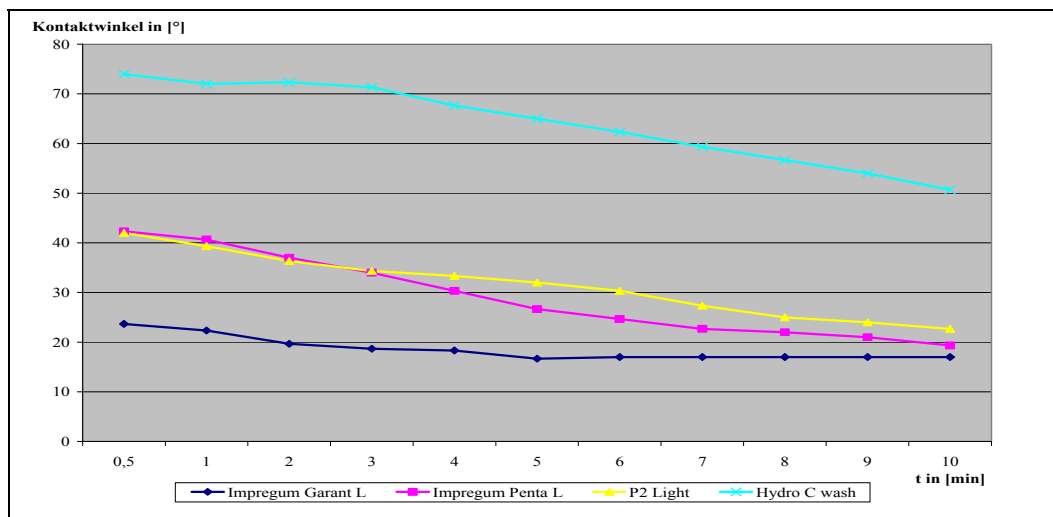


Abb. 22: Kontaktwinkel von frisch zubereiteten dünn fließenden Abformmaterialien in Abhängigkeit von der Zeit nach Applikation eines definierten Tropfens destilliertem Wasser.

Nach 24 h Lagerung der Probekörper, Tropfenapplikation und 30 s Wartezeit wurden die in der Abbildung 23 dargestellten Kontaktwinkel gemessen. Bei allen Materialien sind die Kontaktwinkel nach 24 h Lagerung höher als bei den frischen Materialien, besonders deutlich bei Impregum Garant L und Hydro C wash. Das kondensationsvernetzende Silikon ist stark hydrophob und die Werte sind signifikant höher als bei den übrigen dünn fließenden Elastomeren.

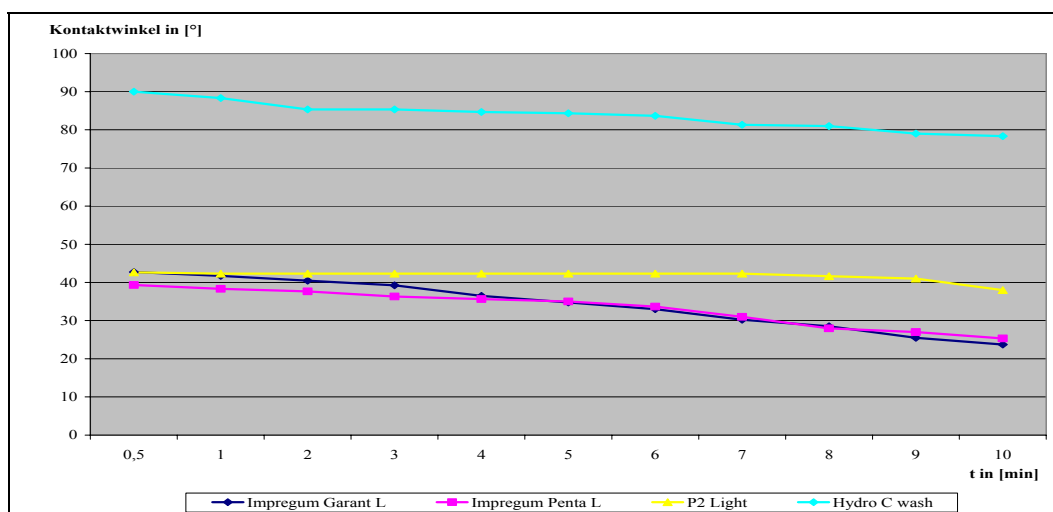


Abb. 23: Kontaktwinkel bei dünn fließenden Abformmaterialien bei Tropfenapplikation nach 24h Abbindezeit des Abformmaterials.

5. 3 Abformschärfe

Die Abbildungen 24 und 25 zeigen die Abweichungen von der Rillentiefe des Urkörpers nach seiner Abformung mit mittel und dünn fließenden Abformmaterialien. Eine Übersicht über die Ergebnisse der Signifikanzanalysen geben die Tabellen 15 und 16 im Anhang. In Tab. 3 wurde bereits die mittlere Rauhtiefe und Rillenbreite des metallischen Urkörpers aufgelistet.

Alle Materialien haben die V-förmige Rille IV des Urkörpers (siehe Tab. 3) erwartungsgemäß am besten abgeformt, denn sie hat die vergleichsweise geringste Rauhtiefe und größte Breite. Vereinzelt wurden Werte über 100 % gemessen. Neben der messtechnischen Fehlerbreite beim mikroskopischen Messen ist es möglich, dass die feinen Rillenabdrücke beim Entfernen von der Matrize, wenn sie etwas stärker haften, gedehnt werden. Die dünn fließenden Materialien verfügen über eine höhere Prägeschärfe als die mittel fließenden Materialien. Bei den mittel fließenden Materialien formt Position Penta gegenüber Impregum Penta Soft Rille IV signifikant schärfer ab. Zwischen den anderen Abformwerkstoffen besteht kein signifikanter Unterschied. Hinsichtlich der Detailreproduktionsfähigkeit erreichen Position Penta und Position Penta Soft 96,6 % und 99,7 %.

Die Messrille I hat eine mittlere Rauhtiefe von 69,7 μm und eine mittlere Breite von nur 113,0 μm bei einem U-förmigen Querschnitt und ist am schwierigsten abzuformen. P2 Monophase erreichte mit 64 % der Originaltiefe das beste, aber gegenüber den anderen mittel fließenden Materialien nicht signifikant abweichende Ergebnis.

Ein signifikanter Unterschied besteht hingegen bei der Abformung der Rille II zwischen Position Penta Quick (38 %) und Impregum Penta Soft (60 %). Die Rille II des Urkörpers hat eine mittlere Rauhtiefe von 60,7 μm und eine mittlere Rillenbreite von 136,0 μm . Bei der Abformung der Rille II ist Hydro C wash gegenüber Impregum Penta L, und bei der Abformung der Rille I gegenüber P2 Light signifikant besser.

P2 Monophase erreichte bei der Abformung von Rille III gegenüber Position Penta Quick und Impregum Penta Soft signifikant bessere Werte.

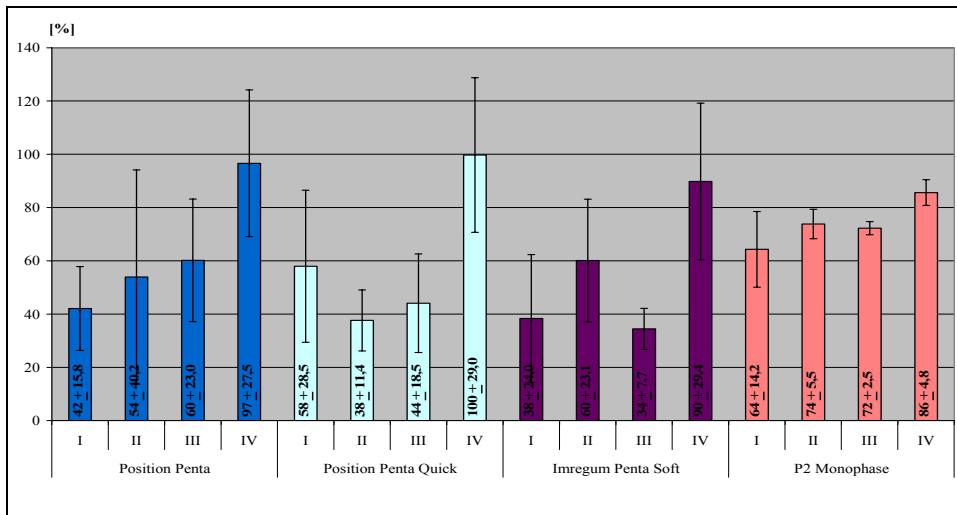


Abb. 24: Prozentuale Abweichung von der Rillentiefe des Urkörpers bei mittel fließenden Massen.

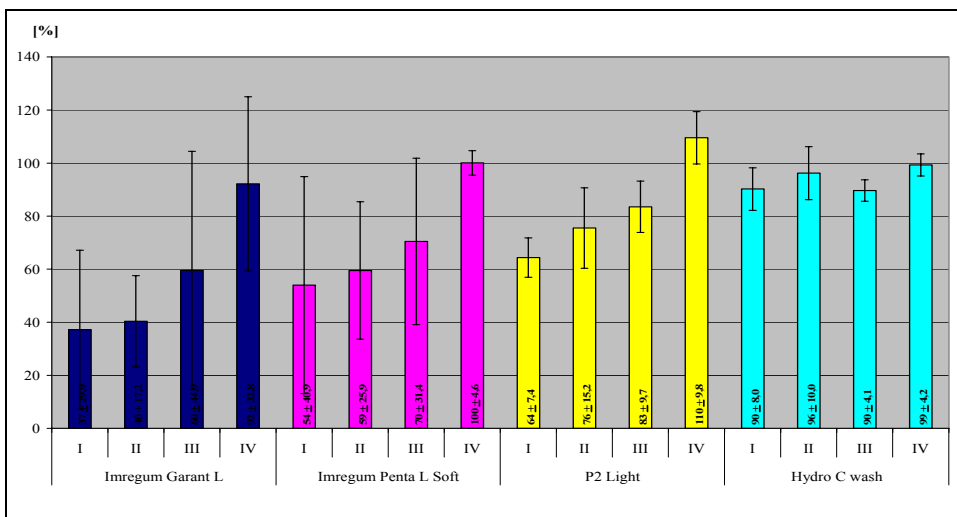


Abb. 25: Prozentuale Abweichung von der Rillentiefe des Urkörpers bei dünn fließenden Abformmaterialien.

5. 4 Zugversuch

5. 4. 1 Reißdehnung, Reißfestigkeit und Spannungswert

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Reißdehnung und Reißfestigkeit sind in den Abbildungen 26 - 31 dargestellt. Die Ergebnisse der Signifikanzprüfung finden sich in den Tabellen 17 bis 22 im Anhang. Die Spannungswerte sind in den Abbildungen 32 bis 34 zu erkennen. Die zugehörigen Mittelwerte, Standardabweichungen und die Ergebnisse der Signifikanzprüfung finden sich in den Tabellen 23 - 28 im Anhang (Definition der Parameter siehe 6. 4. 1).

Die Abformwerkstoffe vertragen mit zunehmender Zeit nach Anmischbeginn höhere Kräfte und zeigen geringere Dehnungen bis zum Zerreißen. Dies bestätigen auch die zunehmenden Spannungswerte, als Ausdruck der abnehmenden Elastizität.

Zwischen den schwer fließenden Massen bestehen signifikante Unterschiede zum Zeitpunkt Abbindezeit bezüglich der Reißdehnung, Reißfestigkeit und Spannungswerte. Impregum Penta H hat dabei den niedrigsten Spannungswert und die größte Dehnung bis zum Zeitpunkt des Reißens. Hydro C putty weist im Vergleich einen signifikant höheren Spannungswert auf sowie die kleinste Reißfestigkeit und Reißdehnung. Zwischen diesen Werten liegt der Polyether P2 Heavy.

Die mittel fließenden Polyethermaterialien weisen zum Zeitpunkt Abbindezeit den gleichen Spannungswert auf. Bereits eine Stunde nach Anmischbeginn besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Materialien. P2 Monophase hat mit 2,7 N/mm² nach 24 h den größten Spannungswert und mit 297,3 N eine signifikant höhere Reißfestigkeit als die anderen Materialien in dieser Gruppe.

Bei den dünn fließenden Materialien steigen mit zunehmender Zeit nach Anmischbeginn die Reißfestigkeit und der Spannungswert an. Die Reißdehnung hingegen nimmt bei dem Polyether P2 Light und dem K-Silikon Hydro C wash ab. Impregum Penta L hat gegenüber Impregum Garant L eine signifikant höhere Reißfestigkeit nach der Abbindezeit und nach 24h. Der Polyether P2 Light weist nach 24 h gegenüber den beiden anderen dünn fließenden Materialien überwiegend signifikant schlechtere Werte auf.

Hydro C wash, als dünn fließendes K-Silikon, weist gegenüber P2 Light und Impregum Garant L eine signifikant höhere Reißfestigkeit und Reißdehnung zum Zeitpunkt Abbindezeit auf. Der Spannungswert liegt signifikant unter dem von Impregum Penta L und Impregum Garant L, aber signifikant höher als bei P2 Light nach 60 min.

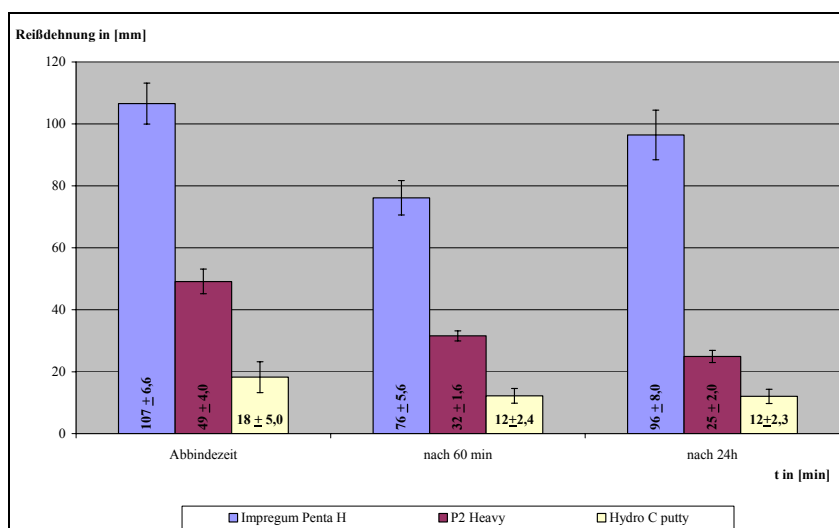


Abb. 26: Reißdehnung schwer fließender Abformmaterialien.

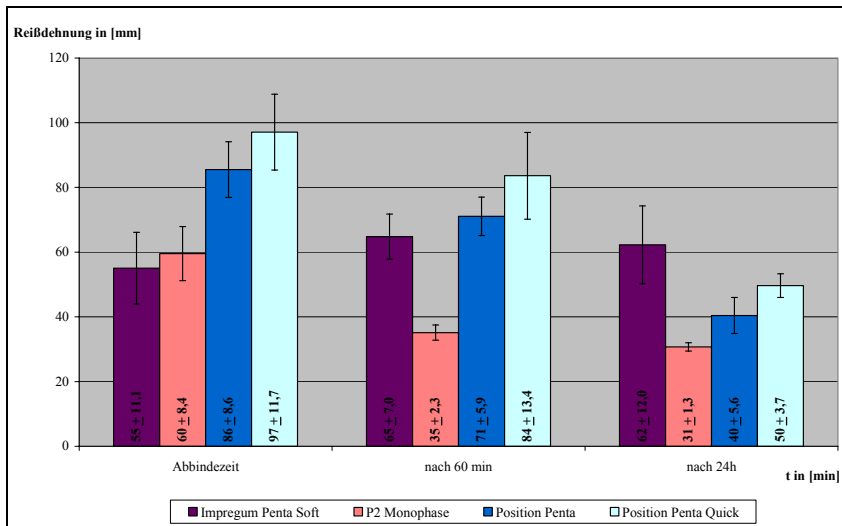


Abb. 27: Reißdehnung mittel fließender Abformmaterialien.

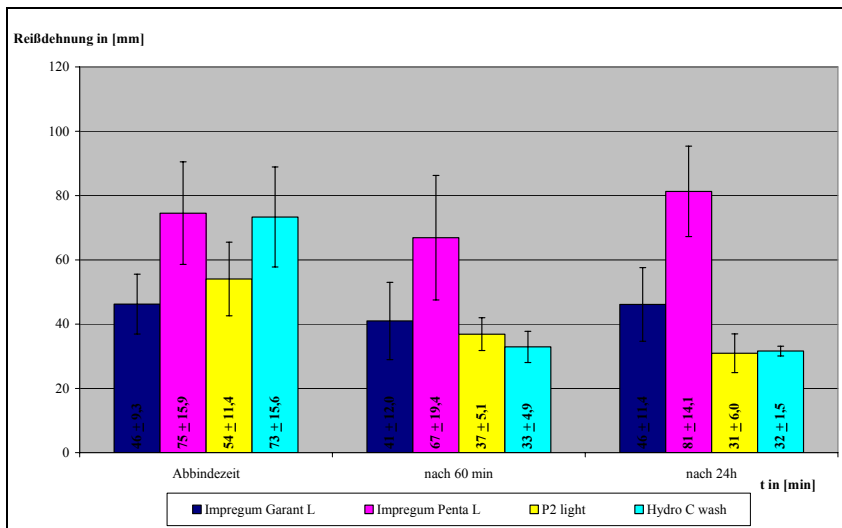


Abb. 28: Reißdehnung dünn fließenden Abformmaterialien.

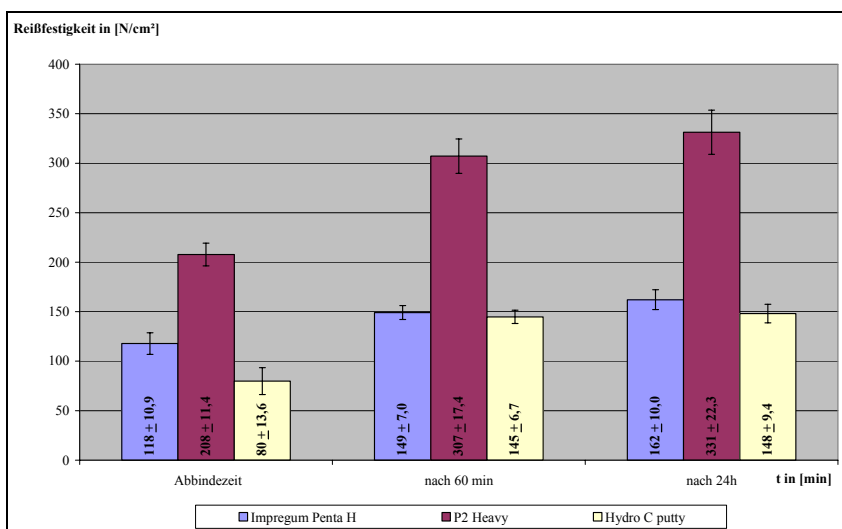


Abb. 29: Reißfestigkeit schwer fließenden Materialien.

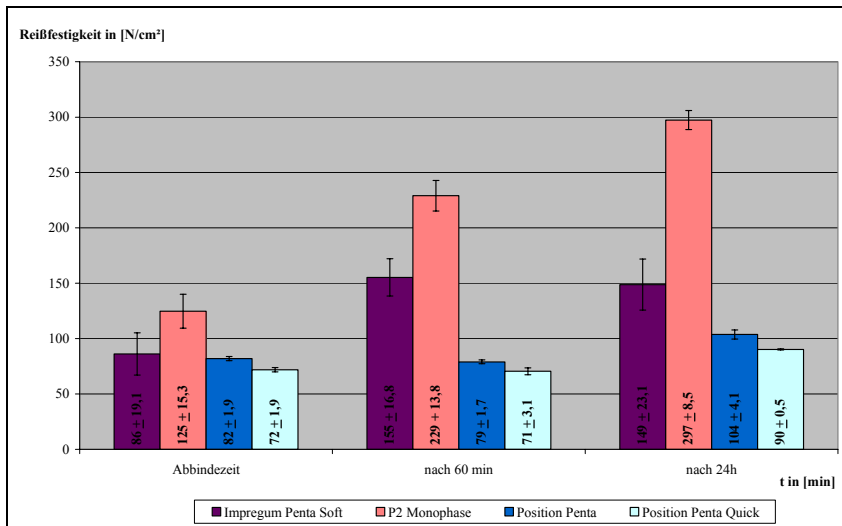


Abb. 30: Reißfestigkeit mittel fließenden Abformmaterialien.

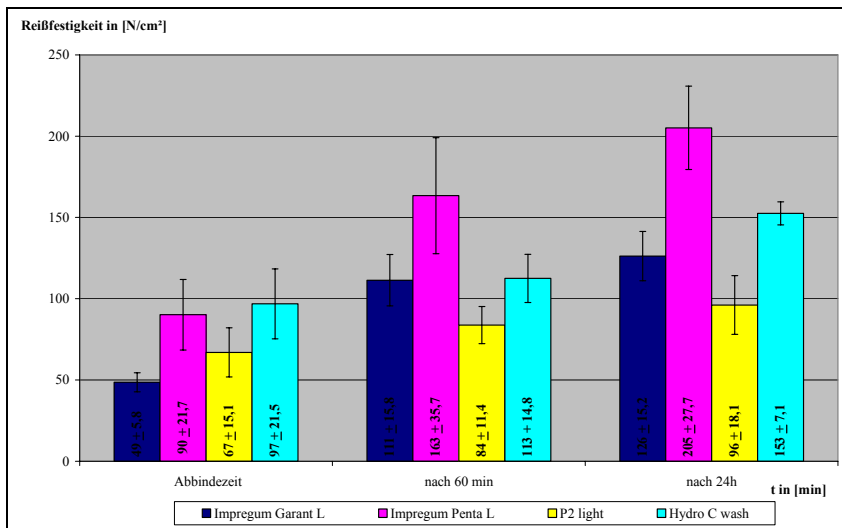


Abb. 31: Reißfestigkeit dünn fließenden Abformmaterialien.

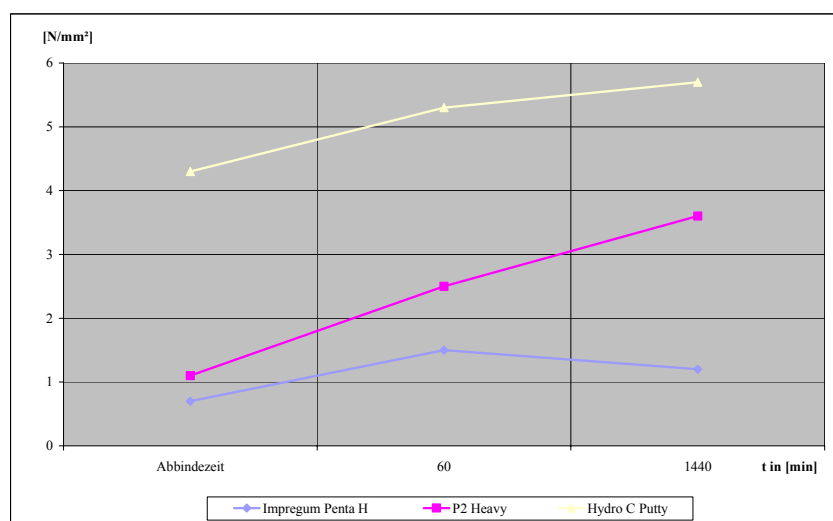


Abb. 32: Spannungswert schwer fließender Abformmaterialien in Abhängigkeit von der Zeit nach Anmischbeginn in min.

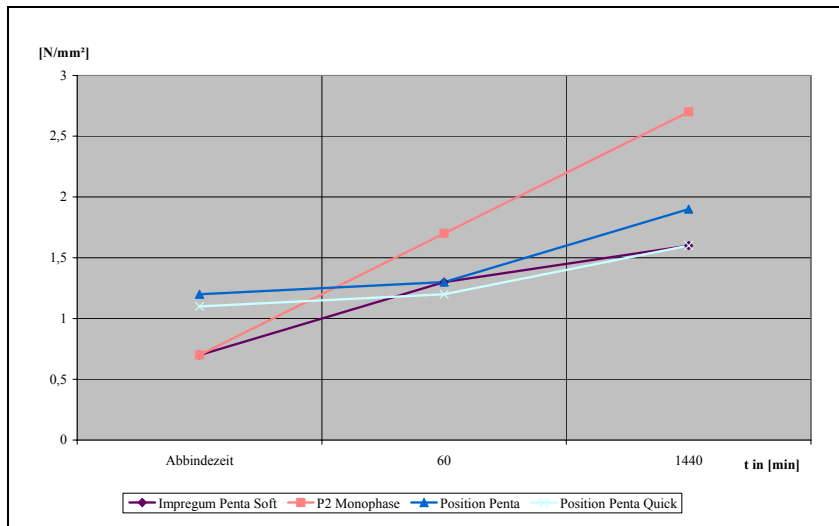


Abb. 33: Spannungswert mittel fließender Abformmaterialien in Abhängigkeit von der Zeit nach Anmischbeginn.

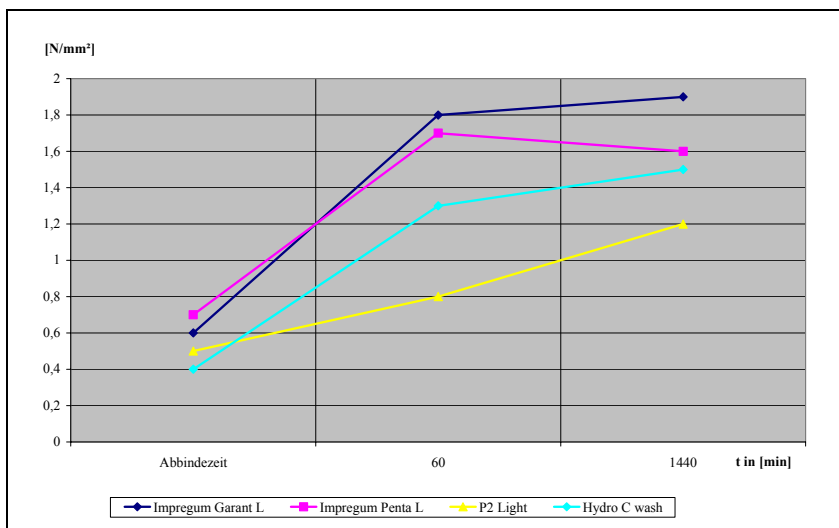


Abb. 34: Spannungswert dünn fließender Abformmaterialien in Abhängigkeit von der Zeit nach Anmischbeginn.

5. 4. 2 Verbundfestigkeit verschiedener Abformmaterialien

In Abbildung 35 ist die Verbundfestigkeit der handelsüblichen Kombinationen schwer und dünn fließender Massen grafisch dargestellt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind in der Tabelle 29 im Anhang dargestellt.

Bei der Signifikanzanalyse wurde die erreichte Reißfestigkeit dieses Versuches mit der Reißfestigkeit der Einzelmaterien aus dem Zugversuch verglichen. Die ermittelten Werte sind der Tabelle 30 im Anhang zu entnehmen.

Die höchste Verbundfestigkeit zum Ende der Abbindezeit besteht zwischen Impregum Penta H und Impregum Penta L. Zum Zeitpunkt Abbindezeit lag der Riss überwiegend an

der Kontaktstelle, nach 24 h in einem der beiden Materialien, aber nicht an der Kontaktstelle von schwer und dünn fließenden Material.

Den schwächsten Verbund weisen die Polyether P2 Heavy und P2 Light auf. Die Reißfestigkeit war signifikant niedriger als bei den Einzeluntersuchungen. Diese Materialkombination ist immer an der Kontaktstelle gerissen.

Die Kombination Hydro C putty/Hydro C wash erreicht eine Festigkeit ähnlich den Polyethern, aber sie ist signifikant schlechter als bei der Einzelmessung von Hydro C putty.

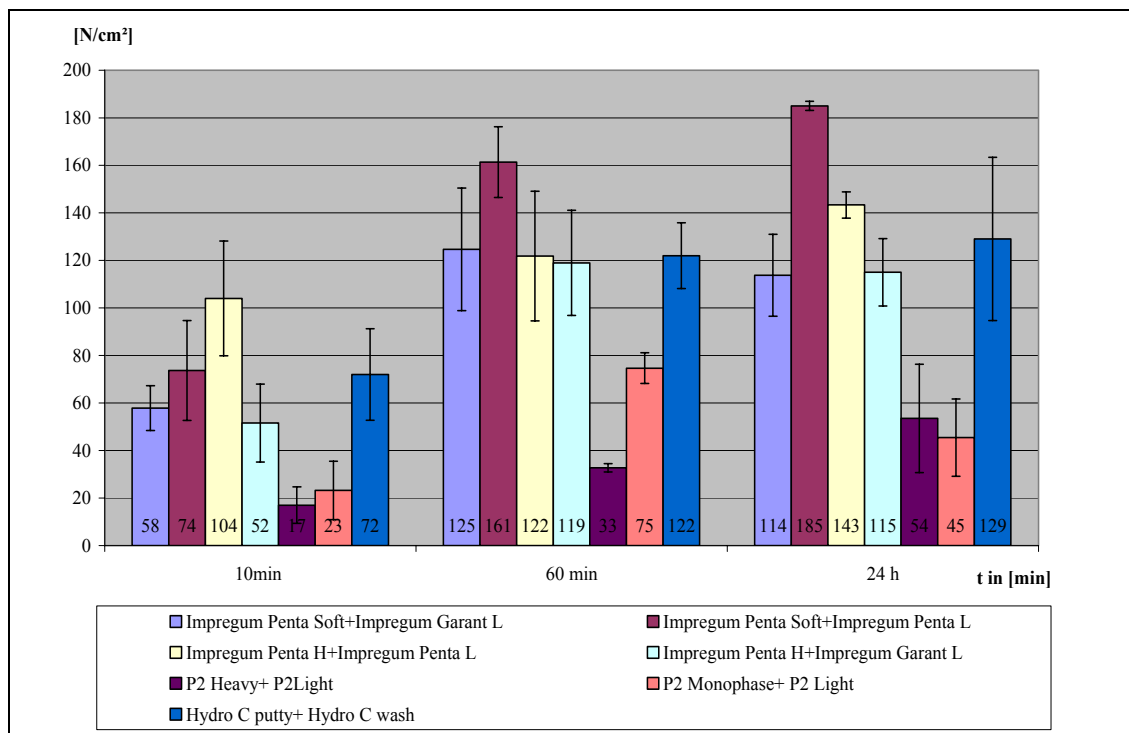


Abb. 35: Reißfestigkeit bei handelsüblichen Kombinationen schwer und dünn fließender Massen.

5.5 Haftung am Abformmassträger

Die bei der Trennung von Abformmasse und Trägermaterial auftretenden Reißfestigkeit und Reißdehnung sind in den Abbildungen 36, 37, 38 und 39 dargestellt. Die Ergebnisse der Varianzanalyse sowie die arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen enthalten die Tabellen 31 bis 34 im Anhang.

Der Polyether P2 Heavy ist unter dem Versuch komplett mit Adhäsiv vom Metalllöffel abgerissen. Nach 120 s Trocknungszeit des Adhäsivs ist die Haftung am Kunststofflöffel signifikant schlechter als bei Impregum Penta H mit 60 s Trocknungszeit. Impregum Penta H hat eine signifikant höhere Haftung am Metall- und Kunststofflöffel bei 15minütiger Trocknungszeit gegenüber der kürzeren Trocknungszeit. Dabei ist nach der Trocknungszeit

von 60 s eine signifikant bessere Haftung am Metalllöffel als am Kunststofflöffel zu verzeichnen.

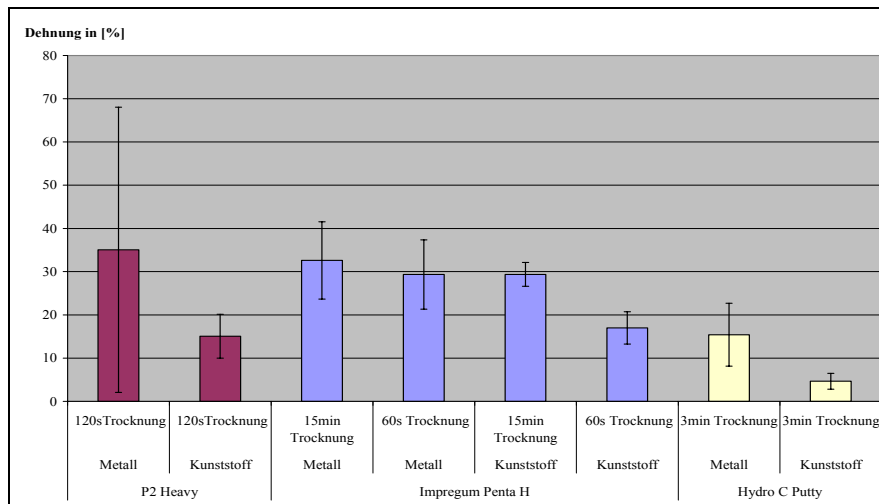


Abb. 36: Reißdehnung bei schwer fließenden Abformmaterialien auf Metall- und Kunststoffträgern nach Verwendung produktspezifischer Adhäsive bei unterschiedlichen Trocknungszeiten.

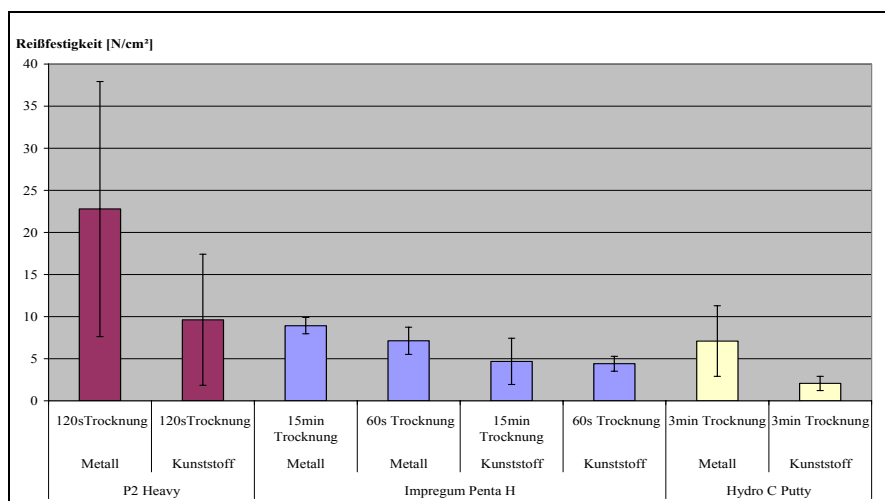


Abb. 37: Reißfestigkeit bei schwer fließenden Abformmaterialien auf Metall- und Kunststoffträgern nach Verwendung produktspezifischer Adhäsive bei unterschiedlichen Trocknungszeiten.

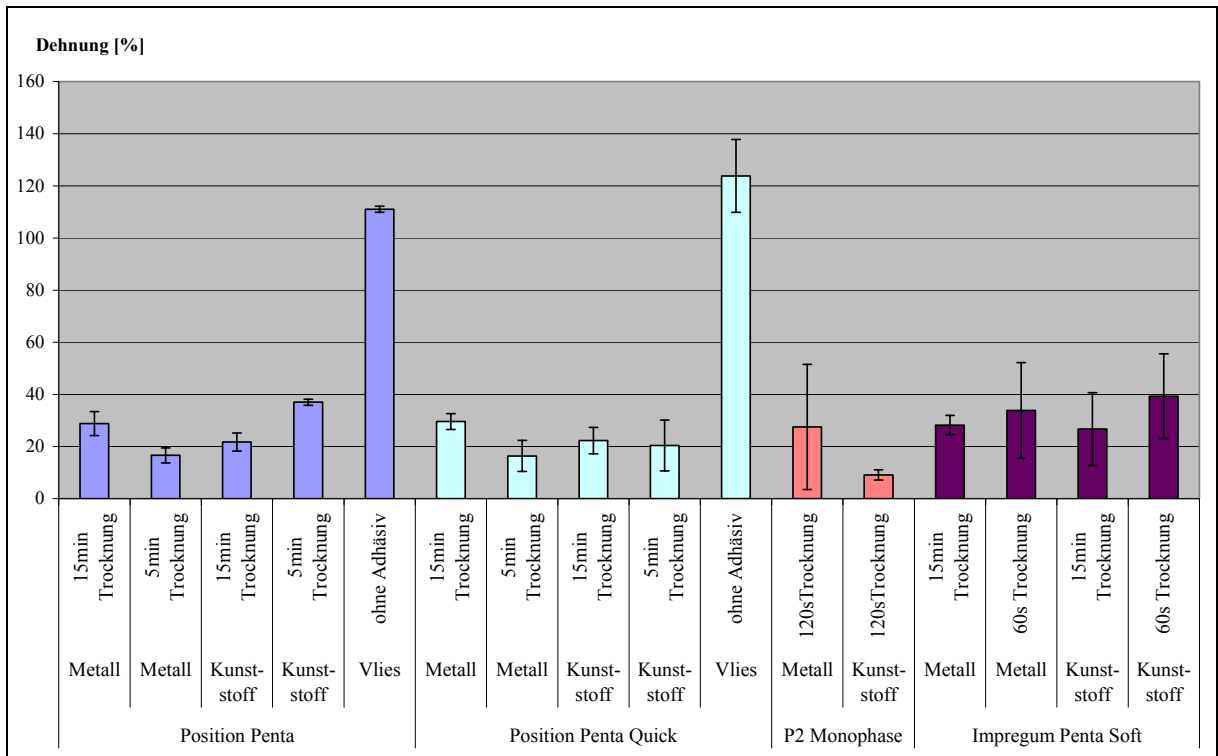


Abb. 38: Reißdehnung bei mittel fließenden Abformmaterialien auf Metall- und Kunststoffträgern, nach Verwendung produktspezifischer Adhäsive bei unterschiedlichen Trocknungszeiten, sowie der mit Vlies belegte Einmallöffel für Position Penta und Position Penta Quick.

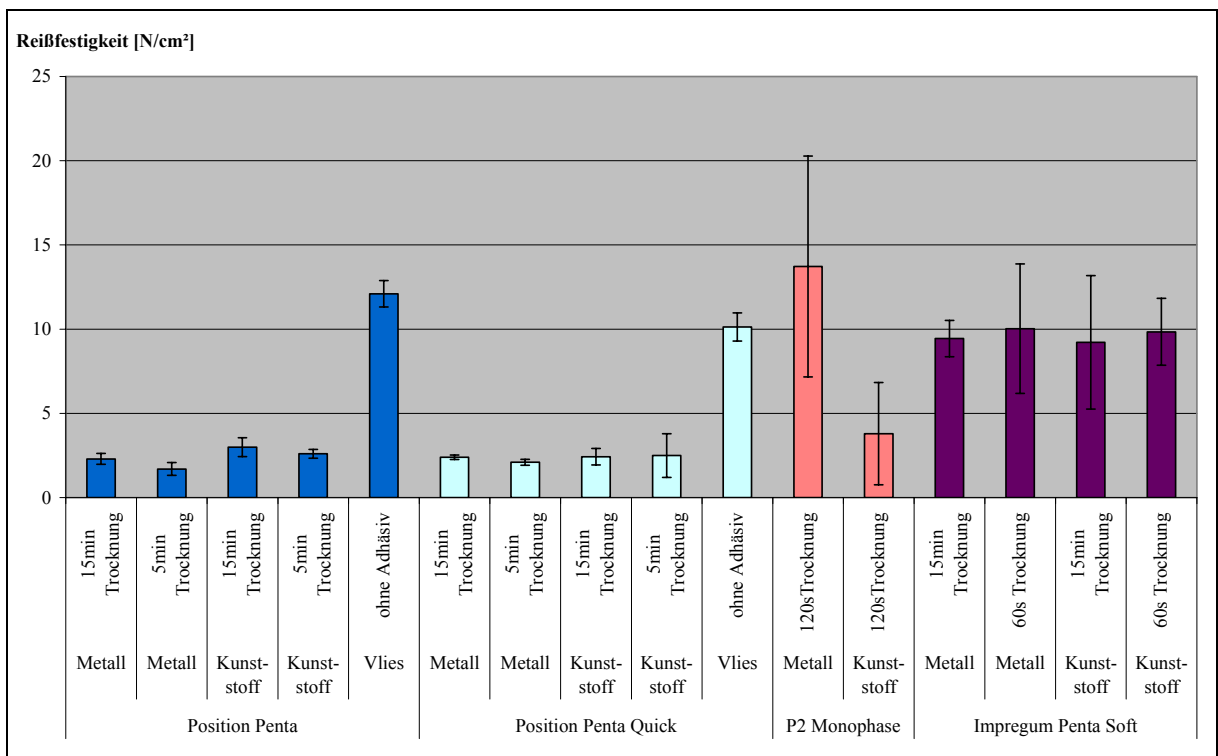


Abb. 39: Reißfestigkeit bei mittel fließenden Abformmaterialien auf Metall- und Kunststoffträgern, nach Verwendung produktspezifischer Adhäsive bei unterschiedlichen Trocknungszeiten, sowie der mit Vlies belegte Einmallöffel für Position Penta und Position Penta Quick.

Bei den mittel fließenden Materialien war die Verbindung zwischen Adhäsiv und Impregum Penta Soft so stark, dass sie unter der Zugbelastung gemeinsam vom Metalllöffel abgerissen sind. Bei Impregum Penta Soft und einer empfohlenen Trocknungszeit von 15 min ist gegenüber P2 Monophase mit 120 s Trocknungszeit eine niedrigere Reißfestigkeit zu verzeichnen (nicht signifikant). Die Reißfestigkeit von P2 Monophase liegt bei einer Trocknungszeit von 120 s am Kunststofflöffel mit $3,8 \text{ N/cm}^2$ signifikant niedriger als am Metalllöffel mit $13,7 \text{ N/cm}^2$.

Die Abbildungen 38 und 39 zeigen, dass die Reißdehnung und Reißfestigkeit der A-Silikone Position Penta und Position Penta Quick an dem mit Vlies konditionierten Kunststofflöffel erheblich und signifikant höher sind als an Kunststoff- oder Metalllöffeln unter der Verwendung des empfohlenen Adhäsivs. Die erzielte Reißdehnung ist gegenüber den Polyethern ebenfalls signifikant höher. Durch die Vorbereitung der Löffeloberfläche mit Vlies (Abb. 40 und 41) wird nicht nur die Kontaktfläche vergrößert, sondern eine innige „Verzahnung“ zwischen Abformmaterial und Vlies ermöglicht und so die Haftkraft erhöht.

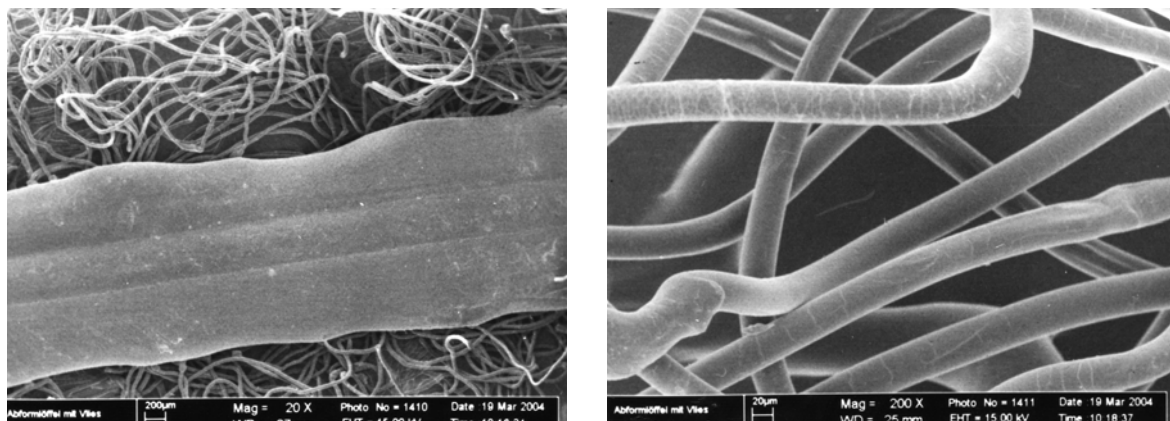


Abb. 40+41: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen der Oberfläche der mit Vlies belegten Abformlöffel von 3M ESPE.

5. 6 Torsionsversuch

In den Abbildungen 42, 43 und 44 sind die arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen der bleibenden Deformationen nach 45° Torsion für 10s und anschließender Entlastung, zu den Zeitpunkten Abbindezeit und nach 10 min Rückstellzeit dargestellt. Die Ergebnisse des Signifikanztestes sind den Tabellen 35 bis 37 des Anhangs zu entnehmen.

Alle Materialien weisen eine Reduktion des Formänderungsrestes zwischen dem Zeitpunkt des Abbindeendes und nach 10 min Rückstellzeit auf.

Zwischen den schwer fließenden Materialien ist der Formänderungsrest nach 10 min signifikant, zwischen den mittel und dünn fließenden Materialien nicht signifikant verschieden. Impregum Penta H weist nach Abbindezeit einen signifikant kleineren Formänderungsrest als Hydro C putty auf. Ebenso besteht ein signifikant größerer Formänderungsrest bei Hydro C putty gegenüber P2 Heavy. Lediglich Impregum Penta H und P2 Heavy unterscheiden sich zum Zeitpunkt Abbindezeit nicht.

Bei den dünn fließenden Materialien liegen die Formänderungsreste nach 10 min Rückstellzeit zwischen 3,7 % für Impregum Penta L und P2 Light mit 6,3 %.

Im Vergleich zu den mittel fließenden Materialien sind die Formänderungsreste der dünn fließenden Abformwerkstoffe höher.

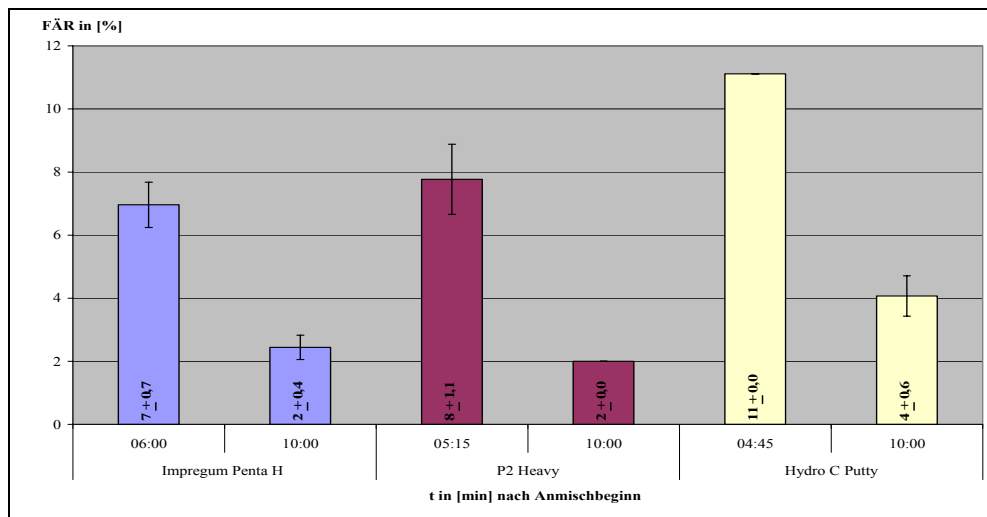


Abb. 42: Bleibende Deformation [FÄR] nach 45° Verdrehung schwer fließender Abformmassen. Der erste Messzeitpunkt entspricht der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit.

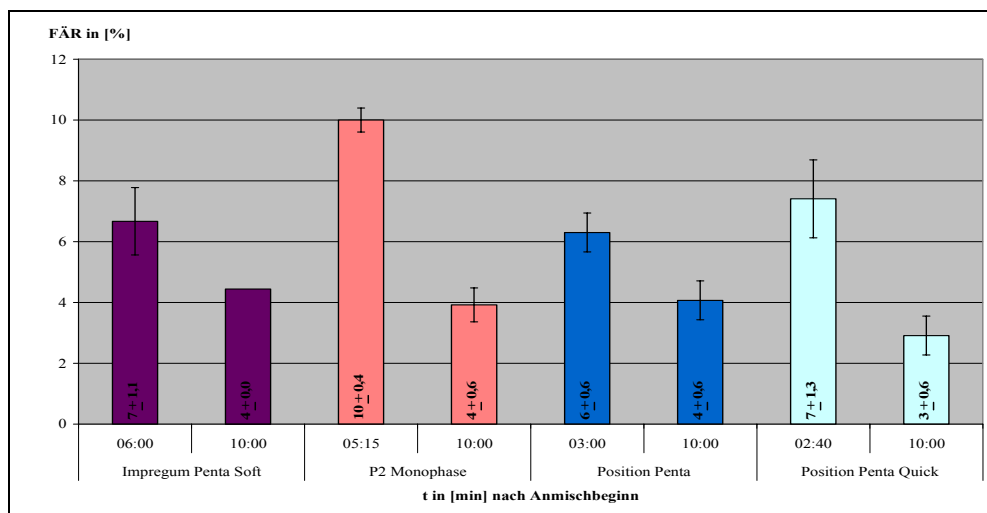


Abb. 43: Bleibende Deformation [FÄR] nach 45° Verdrehung mittel fließender Abformmassen. Der erste Messzeitpunkt entspricht der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit.

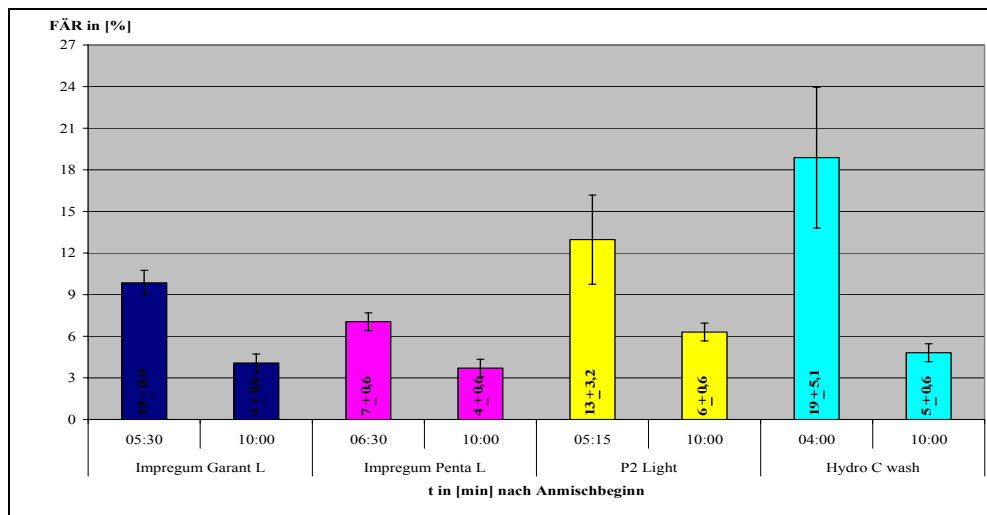


Abb. 44: Bleibende Deformation [FÄR] nach 45° Verdrehung dünn fließender Abformmassen. Der erste Messzeitpunkt entspricht der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit.

5. 7 Hysterese-Verhalten

Mittelwerte und Standardabweichungen der Formänderungsreste, zu verschiedenen Zeiten nach Anmischbeginn, sind in den Abbildungen 45 bis 47 dargestellt. Den Tabellen 38 bis 40 sind die Ergebnisse der Signifikanzanalyse zu entnehmen.

Mit zunehmender Zeit nach Anmischbeginn nimmt die bleibende Deformation der Materialien ab. Nach 24 h bestand zwischen den schwer fließenden Materialien Impregum Penta H und Hydro C putty ein signifikanter Unterschied. Die Polyether Impregum Penta Soft und P2 Monophase wiesen zur herstellerseits angegebenen Abbindezeit einen signifikant höheren Formänderungsrest auf als die beiden additionsvernetzenden Silikone, deren bleibende Deformation sich über die Zeit nur noch wenig verkleinert. Wird vor der vom Hersteller angegebenen Zeit belastet, entspricht dies einer zu frühen Entnahme der Abformung vom Abformobjekt und führt zu einem erheblich höheren Formänderungsrest. P2 Light ließ sich eine Minute vor dem Ende der Abbindezeit wegen zu hoher Plastizität nicht entformen, so dass dieser Messwert nicht ermittelt werden konnte. Nach 24 h Lagerungszeit betrug die bleibende Deformation 0,4 % für P2 Monophase und 1,3 % für Impregum Penta Soft. Es tritt lediglich zwischen Position Penta Quick und P2 Monophase ein signifikanter Unterschied nach 24 h auf.

Die Abbildung 44 zeigt die Formänderungsreste der dünn fließenden Materialien. Hydro C wash hat den niedrigsten Formänderungsrest nach 24 h. Impregum Garant L hat mit 11,6 % nach 24 h eine signifikant höhere bleibende Deformation als P2 Light mit 2,2 % und Hydro C wash mit 0,07 %. Ein Vergleich der Messwerte zur Abbindzeit und nach 24 h

zeigt deutlich die Reduktion der bleibenden Deformation mit verlängerter Verweildauer im Mund.

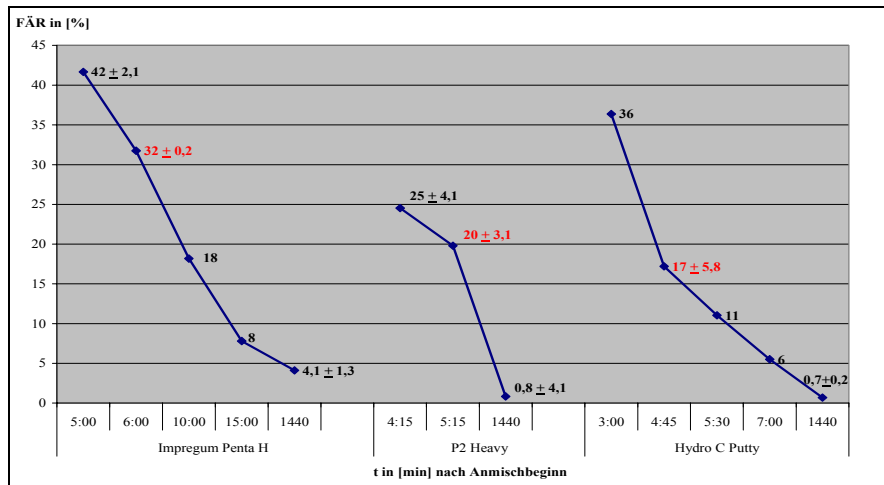


Abb. 45: Formänderungsrest in Abhängigkeit von der Zeit ab Anmischbeginn.
Die Abbindezeitpunkte der Massen sind rot hervorgehoben.

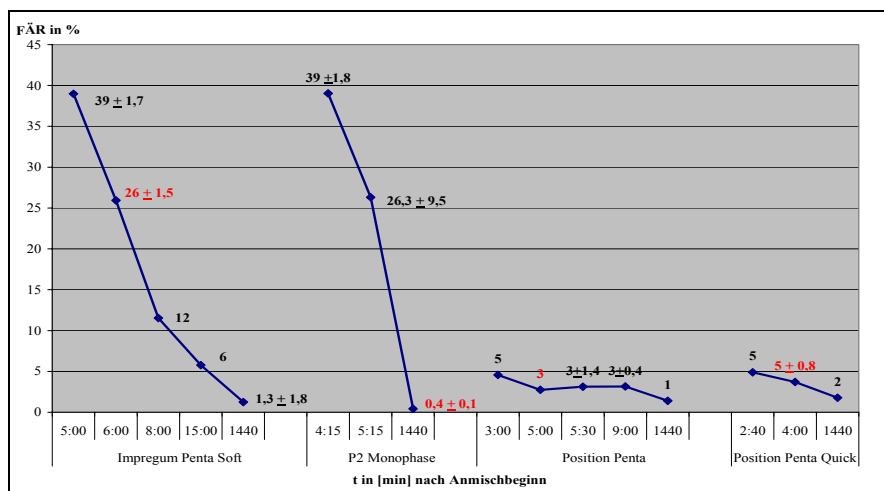


Abb. 46: Formänderungsrest in Abhängigkeit von der Zeit ab Anmischbeginn.
Die Abbindezeitpunkte der Massen sind rot hervorgehoben.

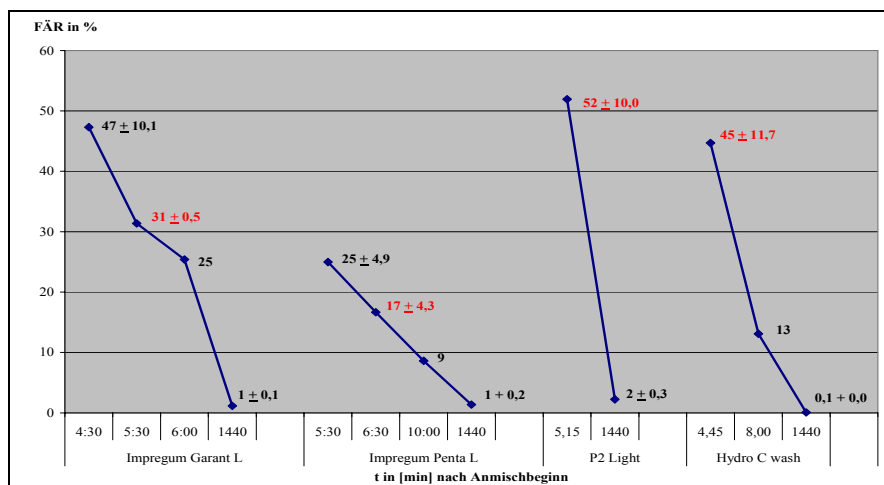


Abb. 47: Formänderungsrest in Abhängigkeit von der Zeit ab Anmischbeginn.
Die Abbindezeitpunkte der Massen sind rot hervorgehoben.

5. 8 Shore-A-Härte

In den Abbildungen 48 bis 50 sind die Ergebnisse der Shore-A-Härte Prüfung der schwer, mittel und dünn fließenden Abformmaterialien dargestellt. Die Ergebnisse der statistischen Signifikanzanalyse finden sich in den Tabellen 41 bis 43 im Anhang.

Bei allen Materialien ist mit zunehmender Zeit nach Anmischbeginn eine deutliche Zunahme der Shore-A-Härte zu erkennen, die allerdings ab 30 min nach Abbindeende nur noch gering ansteigt.

Das K-Silikon Hydro C putty zeigt ab Anmischbeginn signifikant höhere Werte als der schwer fließende Polyether Impregum Penta H. Zwischen den Polyethermaterialien P2 Heavy und Hydro C putty bestehen nach Abbindezeit und nach 30 min bzw. 24 h keine signifikanten Unterschiede. Fünf Minuten nach Anmischbeginn konnte für Impregum Penta H, mit einer Abbindezeit von 6 min, und P2 Heavy mit einer Abbindezeit von 5:15 min keine Shore-A-Härte bestimmt werden, weil die Massen noch zu plastisch waren.

Impregum Penta Soft hat mit einer Shore-A-Härte von 17 am Ende der Abbindezeit den signifikant niedrigsten Wert bei den mittel fließenden Materialien. Nach 24 h weist es eine Shore-A-Härte von 55 auf und liegt damit an zweiter Stelle hinter P2 Monophase mit einem Wert von 64.

Die beiden additionsvernetzenden Silikone Position Penta und Position Penta Quick zeigen keine signifikanten Unterschiede. Ihre Shore-A-Härte liegt im Vergleich zu den Polyethern, ab einer Abbindezeit von 15 min signifikant niedriger.

Die dünn fließenden Materialien haben die signifikant niedrigsten Shore-A-Härten am Ende der Abbindezeit. Die erreichten Werte der Materialien P2 Light und Hydro C wash sind signifikant niedriger als von Impregum Penta L bzw. Impregum Garant L. Nach 24 h sind die Endhärten denen der mittel fließenden Materialien nahezu gleich. Bei Impregum Penta L, Impregum Garant L und P2 Light kann 5 min nach Anmischbeginn noch keine Shore-A-Härte gemessen werden, da ihre Abbindezeit länger als 5 min ist.

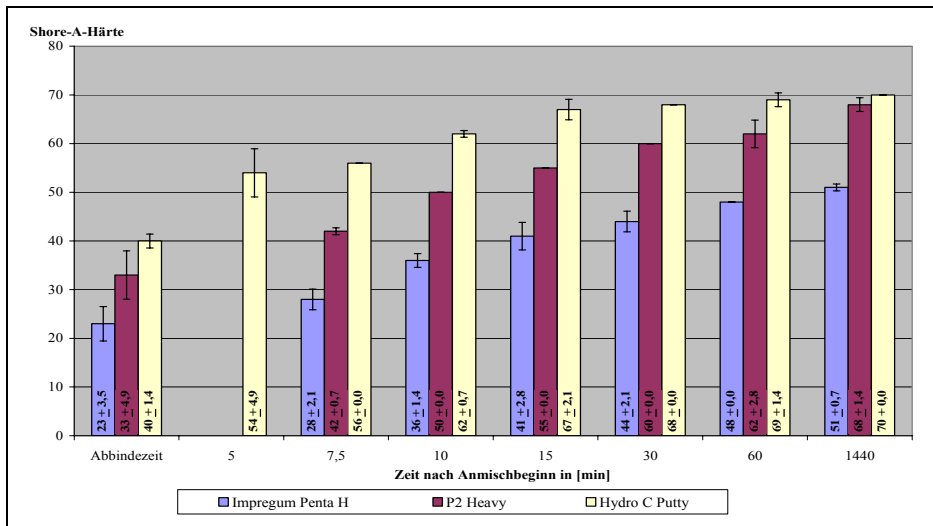


Abb. 48: Shore-A-Härte schwer fließender Abformmaterialien. Der erste Messzeitpunkt entspricht der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit.

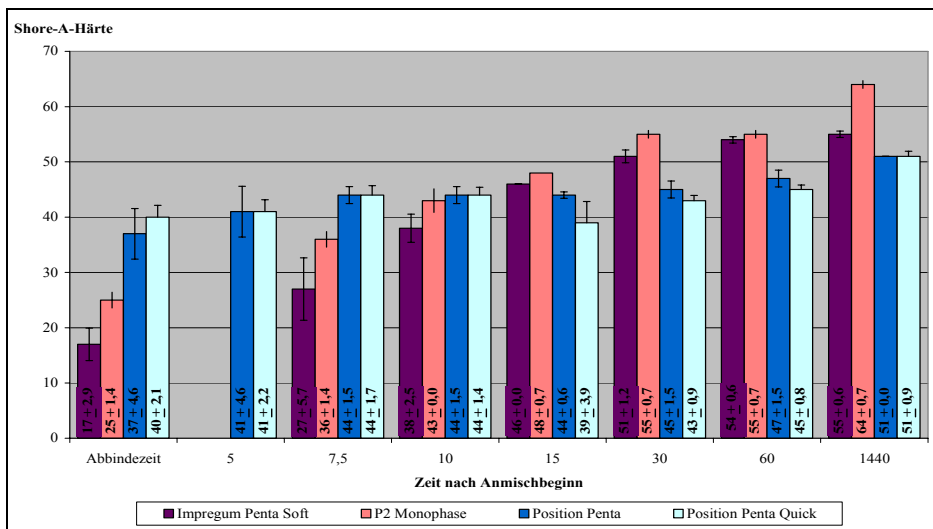


Abb. 49: Shore-A-Härte mittel fließender Abformmaterialien. Der erste Messzeitpunkt entspricht der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit.

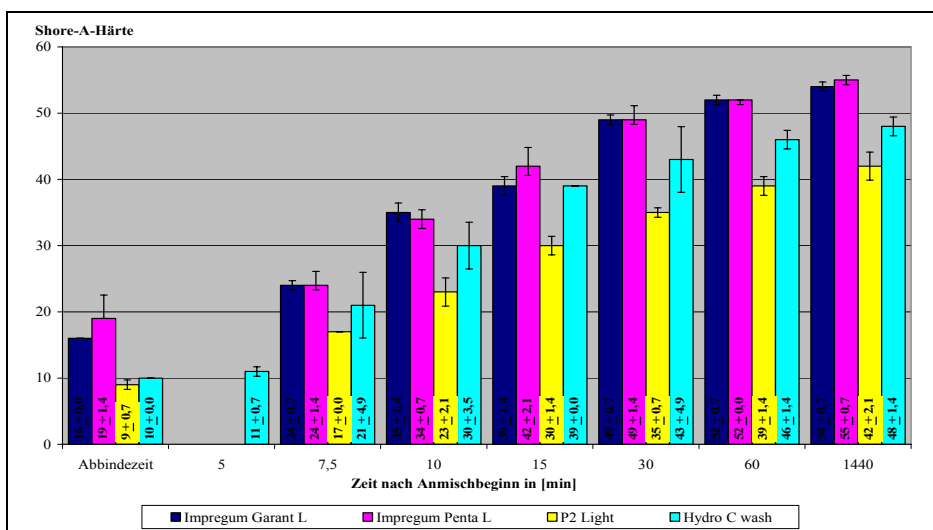


Abb. 50: Shore-A-Härte der dünn fließenden Abformmaterialien. Der erste Messzeitpunkt entspricht der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit.

5.9 Dimensionsverhalten

Die Abbildungen 51 bis 53 zeigen die linearen Dimensionsänderungen der Abformmaterialien. Die arithmetischen Mittelwerte, Standardabweichungen, durchschnittliche Masse der Probekörper und die Ergebnisse der Signifikanzteste sind in den Tabellen 44 bis 49 im Anhang dargestellt.

Die Materialien erfahren nach der Abformung der 35 °C warmen Matrize eine thermisch bedingte Kontraktion. Bei den schwer fließenden Materialien (Abb. 51) beträgt sie zwischen -0,3 und -0,4 % lin. Die Veränderung steigt innerhalb von 24 h auf -0,6 % lin an. Dabei verläuft die Schrumpfung bei Impregum Penta H und bei Hydro C gleichmäßig. Es bestehen signifikante Unterschiede zwischen Impregum Penta H und P2 Heavy nach 15 min und nach 60 min. Die mittel fließenden Materialien (Abb. 52) zeigen über die gesamte Zeit der Messungen eine geringere Kontraktion als die schwer und dünn fließenden Massen. Während die Werte nach 24 h für Impregum Penta Soft, Position Penta und Position Penta Quick annähernd gleich sind (- 0,4; - 0,3; - 0,3 % lin) ist die lineare Schrumpfung für P2 Monophase mit - 0,6 % lin deutlich höher. Position Penta weist die geringste Kontraktion über die Zeit auf. Sie ist signifikant niedriger als die von Impregum Penta Soft ab 15 min nach Anmischbeginn, und die von P2 Monophase bis 15 min nach Anmischbeginn und nach 24 h.

Die Abbildung 53 zeigt die lineare Dimensionsänderung der dünn fließenden Abformmaterialien mit zunehmender Zeit nach Anmischbeginn. Impregum Penta L und Impregum Garant L weisen die geringsten Veränderungen auf, die gegenüber Hydro C wash signifikant sind. Der Polyether P2 Light und das K-Silikon Hydro C schrumpften vom ersten Messzeitpunkt (nach Abbindeende) bis 24 h danach um 0,3 % lin bzw. 0,4 % lin. Diese Werte sind deutlich niedriger als bei den mittel fließenden Materialien.

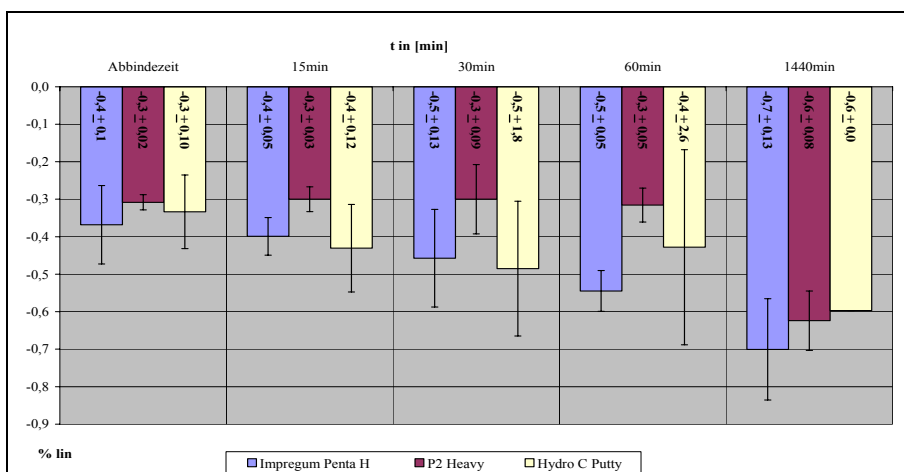


Abb. 51: Lineare Dimensionsänderung schwer fließender Abformmaterialien.

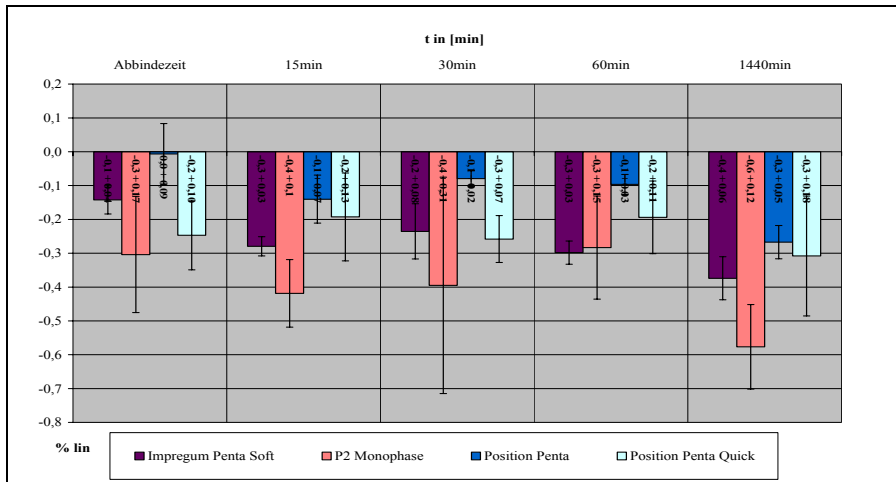


Abb. 52: Lineare Dimensionsänderung mittel fließender Abformmaterialien.

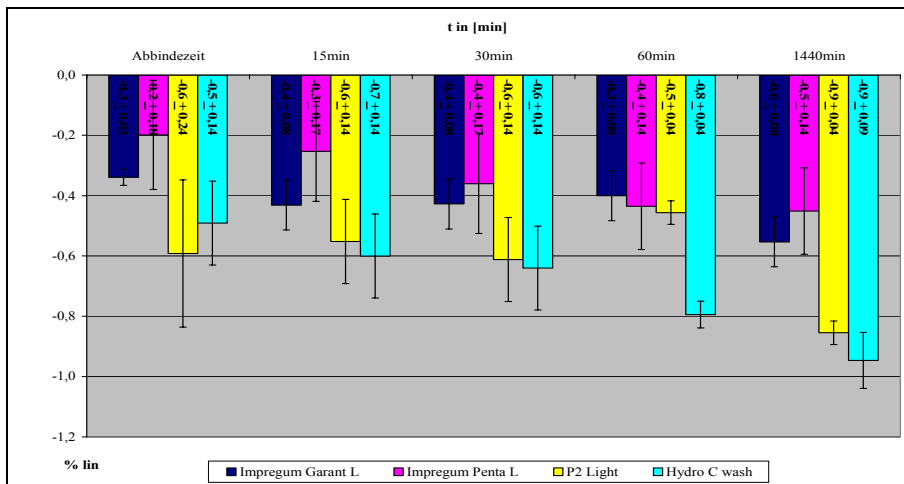


Abb. 53: Lineare Dimensionsänderung dünn fließender Abformmaterialien.

5. 10 Desinfektion

Der Einfluss der Desinfektionslösungen Impresept und DÜRR-Bad auf das Dimensionsverhalten der untersuchten Abformmaterialien sind in den Abbildungen 54, 55 und 56 dargestellt. Die arithmetischen Mittelwerte, Standardabweichungen, durchschnittliche Masse der Probekörper und die Ergebnisse der Signifikanzanalyse sind den Tabellen 50 bis 55 im Anhang zu entnehmen.

Nach der 24stündigen Lagerung von Impregum Penta H im DÜRR Bad und in der Impresept- Lösung ist eine nicht signifikante Volumenzunahme zu erkennen (Abb. 54). Dieses Material quillt nach dieser langen, fehlerhaften Lagerungszeit. Der Polyether P2 Heavy hingegen zeigt unter diesen Bedingungen keine Quellung. Es besteht jedoch ein signifikanter Unterschied nach den Lagerungszeiten von 5 min bzw. 10 min und 24 h zwischen dem DÜRR Bad und der Impresept Lösung. P2 Heavy zeigt eine signifikante

Schrumpfung nach 10 min und 24 h im Impresept Bad, hingegen verändert es sich im DÜRR-Bad kaum.

In der Gruppe der mittel fließenden Materialien bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen der Lagerung von Impregum Penta Soft in der Impresept Lösung und in der DÜRR-Desinfektionslösung. Es ist jedoch auffällig, dass die Probekörper nach 24 h Desinfektion quellen (Abb. 55). P2 Monophase weist in der Desinfektionslösung Impresept ein konstantes Volumenverhalten auf. Es ist erst nach 24 h geschrumpft. Nach 60 min Lagerung bestehen signifikante Unterschiede gegenüber der Aufbewahrung im DÜRR-Desinfektionsbad. Position Penta schrumpft mit zunehmender Lagerungszeit in der Impresept-Lösung. Im DÜRR-Bad bleibt das Volumen nahezu konstant. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Lösungen ergeben sich ab einer Lagerungszeit von 60 min bei Position Penta Quick.

Bei den dünn fließenden Materialien bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen der Lagerung in der Impresept-Lösung und im DÜRR-Bad. Die Polyether Impregum Penta L und Impregum Garant L quellen nach 24 h Lagerung in beiden Desinfektionslösungen, Impregum Garant L mehr als Impregum Penta L. Innerhalb von 60 min Desinfektionszeit in diesen Lösungen bleibt ihr Volumen annähernd konstant. P2 Light ist hingegen nach 24 h geschrumpft. Das K-Silikon Hydro C wash erfährt eine kontinuierliche Schrumpfung in der Impresept Lösung.

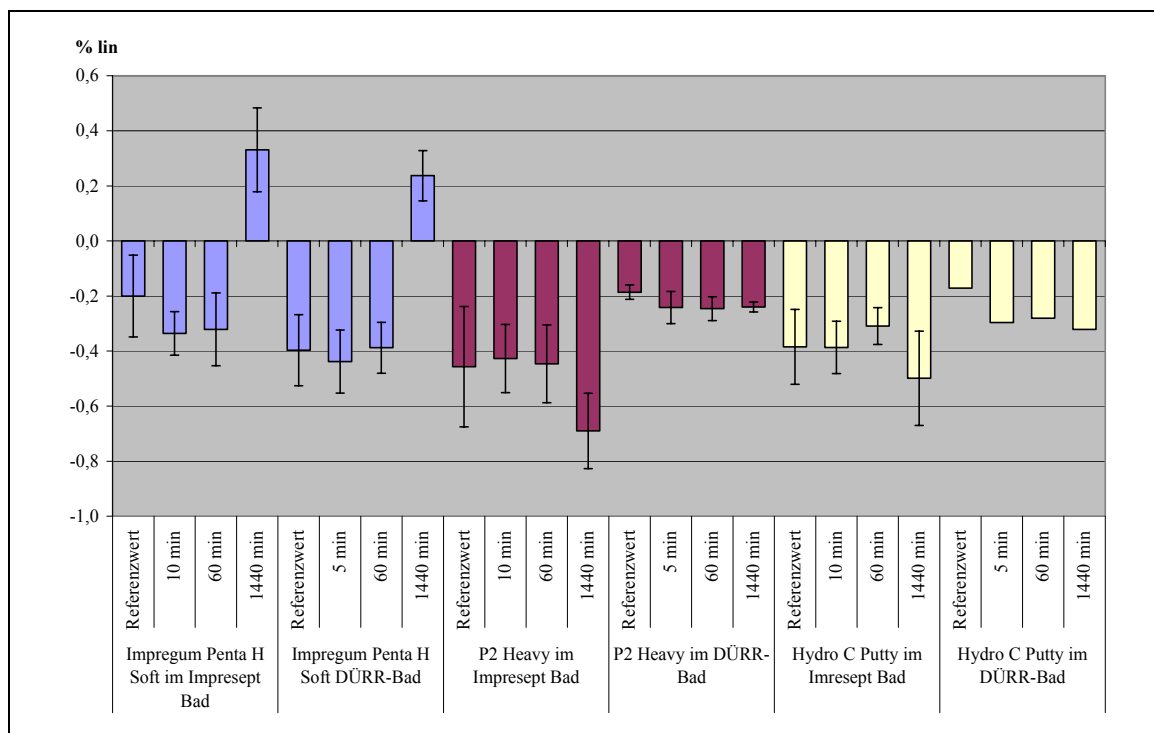


Abb.54: Lineare Dimensionsänderung nach unterschiedlichen Lagerungszeiten der schwer fließenden Massen in den Desinfektionslösungen Impresept und DÜRR-Bad. Der Referenzwert entspricht der Vermessung der Probekörper 10 min nach Anmischbeginn.

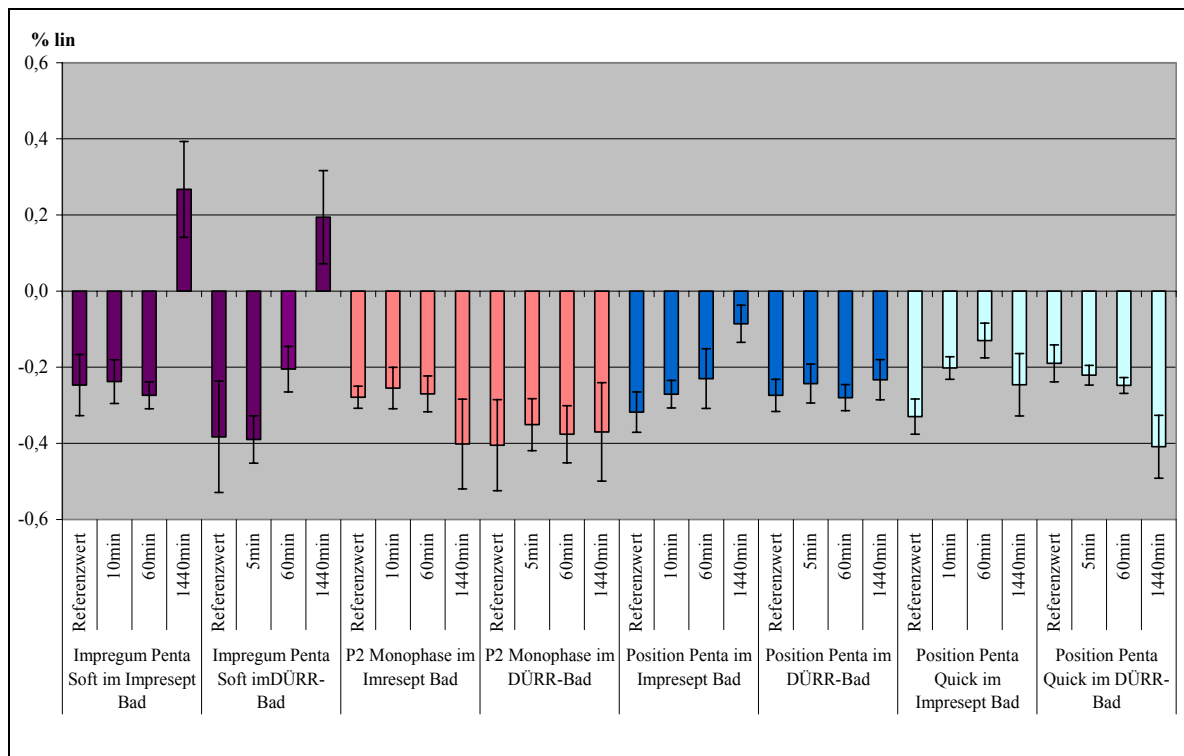


Abb. 55: Lineare Dimensionsänderung nach unterschiedlichen Desinfektionszeiten der mittel fließenden Massen in den Desinfektionslösungen Impresept und DÜRR-Bad. Der Referenzwert entspricht der Vermessung der Probekörper 10 min nach Anmischbeginn.

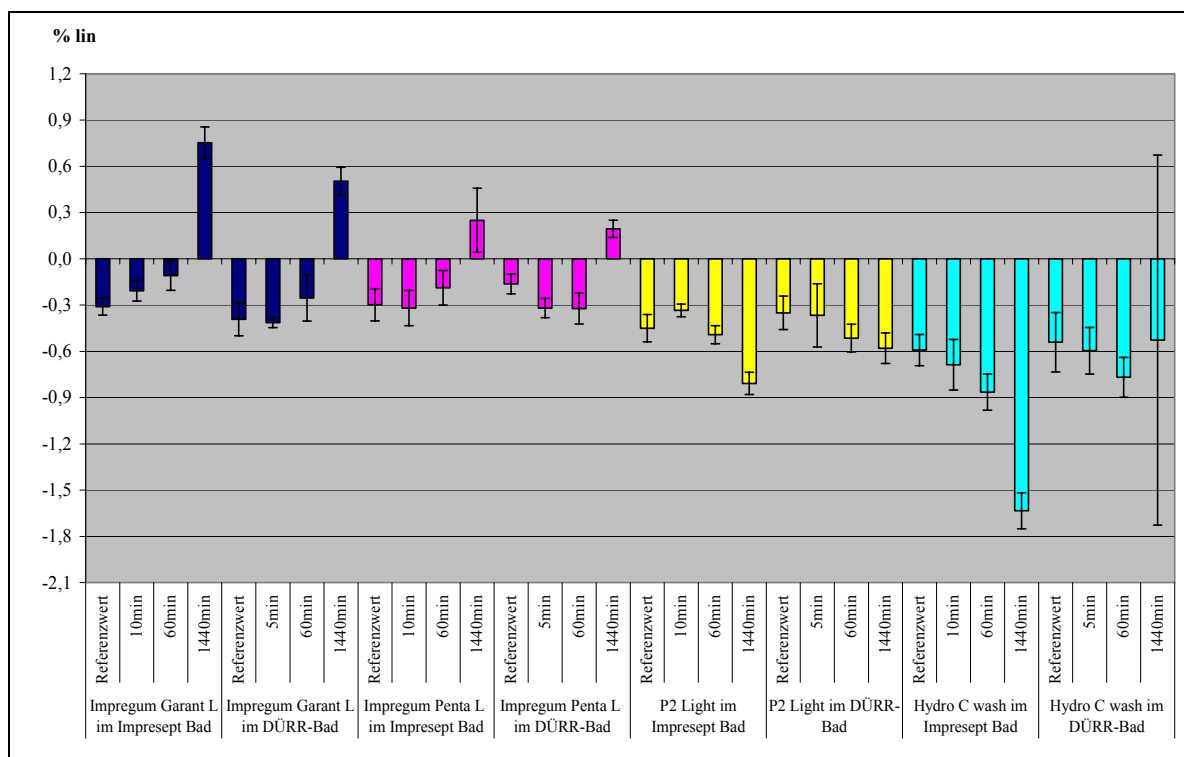


Abb. 56: Lineare Dimensionsänderung nach unterschiedlichen Lagerungszeiten der dünn fließenden Massen in den Desinfektionslösungen Impresept und DÜRR-Bad. Der Referenzwert entspricht der Vermessung der Probekörper 10 min nach Anmischbeginn.

6 Diskussion

6.1 Rheologische Untersuchungen

Mit diesen Untersuchungen wird das für das Erfassen von Geometrien erforderliche Fließvermögen bestimmt und besonders der Übergang zwischen plastischen und elastischen Eigenschaften der Abformmaterialien berücksichtigt. Im Fall des Rotationsviskosimeters erfahren die Proben im Scherspalt über die Platten eine sinusartige Verformung. Die Materialien setzten dieser Verformung mit zunehmender Vernetzung einen höher werdenden Fließwiderstand entgegen, sodass sich die aufgewendete Kraft pro Fläche (Schubspannung) im eingestellten Testmodus (CS) erhöhen muss, um die eingestellte Oszillation der Platte von 10 pro Sekunde aufrecht zu erhalten (SCHRAMM 1981 und 1995).

Wünschenswert sind klinisch ausreichend lange Verarbeitungszeiten (Einbringzeit und Abformzeit) mit nahezu gleich bleibender Plastizität, um ein Anfließen der Massen an die Details des Abformobjektes zu ermöglichen und ein schneller Übergang in den elastischen Zustand, wodurch das Risiko elastischer Deformationen beim Einbringen und plastischer Deformationen beim Entfernen aus dem Mund, reduziert wird (WELKER et al. 1981, WIRZ und SCHMIDLI 1989). Wie die eigenen Untersuchungen zeigen, kommen die untersuchten Elastomere dieser Forderung nach. Das K-Silikon Hydro C putty weist im Vergleich zu den Polyethern einen eher kontinuierlichen Übergang vom plastischen in den elastischen Zustand auf. Die Polyether und die A-Silikone zeigen hingegen beim Abbinden einen so genannten „Schnapp-Effekt“ („Snap Set“) (REUSCH und WEBER 1999), mit einem eher plötzlichen Wechsel vom plastischen in den elastischen Zustand. Erwartungsgemäß vollzieht sich die Abbindung bei Position Penta Quick am raschesten, aber auch die elastomeren Massen der schwer und mittel fließenden Konsistenzen beginnen relativ früh mit dem Viskositätsanstieg, so dass klinisch zügig gearbeitet werden muss. Um die Gefahr von elastischen Deformationen zu vermeiden, soll spätestens 30 s vor der vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeit abgeformt sein (LENZ und WELKER 1969, SCHWICKERATH 1972 und 1976, LENZ und BREUSTEDT 1978, WELKER et al. 1981, MEHNER 1982, HOFFMANN und SCHMIDT 1991).

Bei den dünn fließenden Massen ist der sehr späte Viskositätsanstieg für P2 Light für den klinischen Ablauf von Nachteil. Durch den systembedingten Fehler in der Versuchseinrichtung (siehe unten) ergeben sich für die dünn fließenden Massen

verlängerte Abbindezeiten (VIOHL 1972). Dieses lange plastische Verhalten von P2 Light macht eine exakte klinische Abformung schwierig.

Der konventionelle Polyether Impregum Penta Soft zeigt einen geringfügig späteren initialen Viskositätsanstieg, als der neue Polyether P2 Monophase. Aber die letztendliche Elastizität, im Versuch deutlich werdend durch die Erhöhung der Schubspannung auf 6366 Pa, wird durch die konventionellen Materialien schneller erreicht. Klinisch bedeutet dies, dass bei dem konventionellen Polyether Impregum Penta Soft rund 5s mehr Zeit ist das Material einzubringen und dass die endgültige Elastizität zu einem früheren Zeitpunkt erreicht ist. Ebenso verhält es sich bei den schwer fließenden Massen.

Ein Nachteil beim Messen mit dem RheoStress RS 100 ist die automatische Absenkung des Messtellers aus dem „stand-by“ Zustand mit 9 mm Spaltbreite in die Meßposition mit 1mm Spaltbreite. Diese große Distanz von 8 mm ermöglicht zwar ein problemloses Beschicken, verzögert aber den Messbeginn. Beim Einsatz der hochviskösen Materialien tritt zusätzlich ein systembedingt verlangsamtes Absinken der Platte hinzu, so dass die Messung erst mit einer weiteren Verzögerung beginnen kann. Zähplastische Stoffe können die Rotation der Messplatten bremsen.

Die dünn fließenden Proben zeigten, wie bei WEGE 2000, eine gewisse Restplastizität bei der Entnahme aus dem Rheometer, trotz grafisch ersichtlichem Abbindeende. Allerdings verringerte sich diese Restplastizität innerhalb kürzester Zeit (WEGE 2000, WELKER et al 2001). Es soll noch erwähnt werden, dass auch die Oszillation die Vernetzung der Materialien stören und somit längere Abbindezeiten verursachen kann.

6. 2 Kontaktwinkel

Die Hydrophilie von Abformmassen spielt sowohl bei der Abformung eine Rolle, z. B. beim Kontakt mit der Feuchtigkeit im Sulcus gingivalis, als auch bei der Modellherstellung, d. h. bei der Benetzung des abgebundenen Elastomers mit dem fließfähigen Modellgips. Die Benetzbarkeit der Abformmaterialien ist umso größer, je geringer die Grenz- bzw. Oberflächenspannung (Verhältnis zwischen Kohäsions- und Adhäsionskräften) ist. Je kleiner der gemessene Kontaktwinkel, d. h. je ausgeprägter die Hydrophilie ist, desto besser ist die Affinität zwischen Abformmaterial und Dentin bzw. dem feuchten Sulkus und die Benetzbarkeit mit den Modellwerkstoffen (LEHNER und SCHÄRER 1991, BADER und SETZ 1991, KONOPIK 1994, WELKER 1995, WÖSTMANN et al. 1999).

Schwer fließende Abformmaterialien werden fast ausschließlich für den Erstabdruck bzw. als Löffelmaterial bei Doppelmisch-, Sandwich- bzw. Korrekturabformung verwendet und kommen daher mit der Schleimhaut beim abformen und später mit dem Modellwerkstoff an den entscheidenden Stellen nicht in Kontakt. Sie wurden daher an dieser Stelle diesbezüglich nicht untersucht. Die Messung der Kontaktwinkel am liegenden Wassertropfen wurde in der Literatur mehrfach angegeben (BADER und SETZ 1991, KONOPIK 1994, ESPE Produktinformation 2002). Dabei lag das Hauptaugenmerk zunächst auf der Betrachtung des Kontaktwinkels zwischen den Modellwerkstoffen und den abgebundenen Abformmaterialien. Treten dabei hohe Kontaktwinkel auf, so entstehen Bläschen, besonders in den Winkeln komplizierter Geometrien an der Gipsoberfläche und bewirken somit eine hohe Defektstellenrate (GRIBI 1992, KONOPIK 1994, WELKER 1995, LEHNER und SCHÄRER 1991). Ebenso wichtig erscheint aber der möglichst kleine Kontaktwinkel zwischen frisch angemischtem Elastomer und den abzuformenden Strukturen im Mund, da ein 100 % trockenes Abformgebiet, methodisch bedingt durch den Dentinliquor und die Sulkusflüssigkeit, praktisch nicht zu gewährleisten ist.

Polyether weisen durch ihren chemischen Aufbau mit alternierenden Sauerstoffmolekülen eine starke Hydrophilie auf (LENZ und BREUSTEDT 1978, MEHNER 1982). GRIBI stellte 1992 das prinzipielle Verhalten eines Wassertropfens an den natürlich hydrophilen Polyethern den hydrophilisierten Silikonen gegenüber. Er beschreibt, dass bei den Polyethern die leichtbeweglichen Wassermoleküle auf Grund des Konzentrationsunterschiedes bestrebt sind, sich in die Matrix einzulagern und damit eine Quellung verursachen können. Die hydrophilisierten Materialien erfahren laut GRIBI keine Quellung, da die Erniedrigung des Kontaktwinkels auf der orientierten Anordnung der Tensidmoleküle an der Oberfläche mit zunehmender Zeit ab Anmischbeginn beruht (REUSCH und WEBER 1999, DIN 24 832, ESPE Produktinformation 2002).

Die Kontaktwinkel liegen erwartungsgemäß bei den Polyether-Massen niedriger als bei den A- und K-Silikonen. Vielmehr noch, die getesteten mittel und dünn fließenden Polyether (Impregum Penta Soft, P2 Monophase, Impregum Garant L, Impregum Penta L, P2 Light) umschlossen die applizierten Wassertropfen, d. h. es scheint als lagern sich die Wassermoleküle wegen des Konzentrationsunterschiedes in die Matrix des abbindenden Materials ein (GIBRI 2002). Da dieses Phänomen auch bei den mittel fließenden, hydrophilisierten A-Silikon (Position Penta und Position Penta Quick) auftritt, müssen noch andere Faktoren eine Rolle spielen, da der Wassertropfen sich auf einer hydrophilisierten Oberfläche grundsätzlich anders verhält als auf einer natürlich

hydrophilen. Der Tropfen sinkt bedingt durch die Schwerkraft (Eigengewicht) ein und wird dann durch die zunehmend abbindenden hydrophilen Elastomere umschlossen, so dass der Tropfen quasi als „Leitschiene“ für die Vernetzung wirkt. Für den klinischen Ablauf bedeutet dies, dass v. a. die Polyether bei der Abformung im feuchten Sulkusbereich ein exaktes Anfließverhalten aufweisen. Die initiale Hydrophilie ermöglicht, dass kleine Wassertröpfchen an schwer zugänglichen Bereichen sogar vollständig umschlossen werden, ohne die Qualität der Abformung nachteilig zu beeinflussen. Bei den A-Silikonen ist die initiale Hydrophilie geringer als bei den Polyethern, aber deutlich höher als bei den K-Silikonen.

Demgegenüber steht das dünn fließende hydrophobe K-Silikon mit sehr hohen Kontaktwinkeln. Der Wassertropfen kugelt sich nach Applikation ab und zeigt eine möglichst kleine Kontaktfläche mit dem Material. Die ermittelten Kontaktwinkel sind signifikant höher als die der Polyether und A-Silikone, so dass nach wie vor den hydrophilen Polyethern und A-Silikonen bei der Abformung mit hohen Präzisionsansprüchen in klinisch schwer trocken zu haltenden Situationen der Vortritt gegeben werden sollte.

Bei dem mittel fließenden neuen Polyether und bei den A-Silikonen ist der Kontaktwinkel nach 24h Lagerung kleiner als nach sofortiger Tropfenapplikation, bedingt durch die vollständige Entfaltung der hydrophilen Eigenschaften (Ausrichtung der Tensidmoleküle). Die Untersuchungen zeigen größere Kontaktwinkel der frisch angemischten dünn fließenden Materialien gegenüber denen nach 24h Lagerung.

6. 3 Abformschärfe

Die Abformschärfe ist als Werkstoffgröße nicht definiert. Sie beschreibt die Genauigkeit der Wiedergabe feinsten Oberflächenstrukturen im Abdrucknegativ und wird in der Literatur auch als Detailwiedergabe, Rautiefe, Wiedergabegenauigkeit oder Prägeschärfe bezeichnet (KREBS und MARX 1972). Sie ist abhängig von der Struktur des Abformwerkstoffes, dessen Viskosität, dem Oberflächenverhalten, der Schichtstärke des Abformmaterials, der Temperatur, dem Abformdruck und dem Zeitpunkt des Einbringens. Besonders letzteres hat großen Einfluss. Für die klinische Nutzung ist kurzzeitig hoher Anfließdruck zu möglichst früher Zeit nach Anmischbeginn Voraussetzung für optimale Abformergebnisse.

Da die schwer fließenden Elastomere mit ihrem hohen Füllstoffgehalt nicht für die Wiedergabe feiner Oberflächen entwickelt wurden, sind sie an dieser Stelle nicht untersucht worden. Die Detailerfassung ist die Domäne der dünn und mittel fließenden Massen, die zur Kompensation der nicht ausreichenden Fließfähigkeit und Prägeschärfe schwer fließender bzw. knetbarer Materialien, vor allem bei den Doppelabformtechniken (Doppelmisch-, Sandwich- und Korrekturabformung), eingesetzt werden. Die Ergebnisse lassen erkennen, dass die leicht und mittel fließenden Abformwerkstoffe die feinen Oberflächenprofile fast vollständig wiedergeben.

Die Abformschärfe wurde nicht wie bei SCHULZ und SCHWICKERATH 1989 mit dem in der DIN Norm 24 823 vorgeschlagenen Urkörper ermittelt, sondern mit der in Abb. 7 dargestellten V2A-Stahl Matrize mit vier diagonal eingeprägten Rillen mit unterschiedlichen Öffnungswinkeln und Rauhtiefen. Ein Elastomer genügt dann den Anforderungen an die Norm 24 823, wenn allein durch visuelle Bewertung eine 0,02 mm tiefe Rille durchgehend über 25 mm zwischen zwei Querrillen wiedergegeben ist. Für die eigenen Untersuchungen wurde das Lichtschnittmikroskop nach SCHMALTZ zur Vermessung eingesetzt, dass erstmals von HENKEL 1955 und auch von MEHNER 1982 sowie OTTO und WUSTELT 1985 verwendet wurde.

Bei der Entfernung der Materialien vom Urkörper müssen erst die Haftkräfte überwunden werden. Dies kann, bedingt durch die mögliche Restplastizität der Materialien, zu bleibenden Deformationen führen (P2 Light), die das Ergebnis verfälschen und zu Einzelwerten über 100 %. Große Öffnungswinkel vermeiden hingegen solche Effekte (OTTO und WUSTELT 1985). Die breiteste und flachste Rille wurde von allen Materialien am Besten abgeformt. Je schmaler und tiefer die Rillen in der Matrize sind, desto ungenauer waren die Ergebnisse. Daraus lässt sich folgern, dass in praxi scharfkantige und unübersichtlich kleine Präparationsformen vermieden werden sollen, um die Detailwiedergabe nicht nachteilig zu beeinflussen.

Die Messergebnisse zeigen relativ hohe Standardabweichungen, da es äußerst schwierig war, die materialbedingt dunklen Prüfkörper mit Hilfe des Lichtschnittmikroskops nach SCHMALTZ zu vermessen. Eine weitere Ungenauigkeit entsteht bereits bei der Herstellung der V2A-Stahl-Matrize. Beim Fräsen der feinen Rillen, ergeben sich kleinere Unebenheiten am Boden und den Seitenflächen der Rille, die die Haftung erhöhen, die feinen Abformprofile verfälschen und die Standardabweichung erhöhen können.

Die Ergebnisse der Abformschärfe müssen im Zusammenhang mit denen zum Dimensionsverhalten gesehen werden. Dimensionsänderungen verhindern trotz guter

Prägeschärfe die Übereinstimmung zwischen Matrize (Abformobjekt) und Abformung (KREBS und MARX 1972, FUHR und RÖMETH 1976, MEHNER 1982, OTTO und WUSTELT 1985, KONOPIK 1994).

Das dünn fließende K-Silikon Hydro C wash erreicht bei den Abformungen der Rillen über 90% der Rillentiefen und zeigt damit für die Rille I-III bessere Werte als die Polyether. Da die breiteste Rille IV von allen Materialien gut abgeformt wurde schnitt auch hier das K-Silikon sehr gut ab. Die beiden A-Silikone Position Penta und Position Penta Quick formten die Rille IV mit 100% ab und die schmalen und tiefen Rillen I-III erwartungsgemäß mit schlechteren Ergebnissen im Vergleich zu den Polyethern. Ihr klinisches Anwendungsgebiet erstreckt sich auf die Alginatindikation, und dafür ist ihre Detailwiedergabe vollkommen zufrieden stellend ist.

Die Monophasenmaterialien Impregum Penta Soft und P2 Monophase zeigen Werte, die den dünn fließenden Materialien in nichts nachstehen, wobei das neuartige P2 Monophase eine höhere Prägeschärfe aufweist als Impregum Penta Soft.

6. 4 Zugversuch

Bis zum Reißen wird ein Abformmaterial dann beansprucht, wenn klinisch sehr enge Interdentalräume oder Zwischenglieder von Brücken vorliegen, unter die das Material fließt und dort abbindet. Eine Zugprüfung dient dazu, das Verhalten der Elastomere bis zum Riss zu testen (SCHULZ und SCHWICKERATH 1989).

Von Nachteil war, dass die Versuche nur bei Zimmertemperatur durchgeführt werden konnten und diesbezüglich von der Mundsituation abweichen. Die Spannungswerte würden bei Mundtemperatur niedriger ausfallen (FILITZ 1986).

6. 4. 1 Reißdehnung, Reißfestigkeit, Spannungswert

Die *Reißfestigkeit* ist der Quotient aus der im Augenblick des Reißens gemessenen Kraft und dem Anfangsquerschnitt des Probekörpers. Dagegen ist die *Reißdehnung* der Quotient aus der im Augenblick des Reißens gemessenen Längenänderung gegenüber der Ausgangslänge.

Der Begriff Elastizitätsmodul ist für Abformmaterialien eigentlich unzulässig, da man von einem Elastizitätsmodul bei Stoffen spricht, bei denen eine Proportionalität zwischen Spannung und Formänderung besteht (Hook'sche Gesetz). Dies ist bei Elastomeren schon

bei geringen Formänderungen nicht mehr der Fall. Es wird daher korrekterweise der *Spannungswert* angegeben, der sich aus der bei einer bestimmten Dehnung ergebenden Zugkraft, bezogen auf den Anfangsquerschnitt, ergibt (DIN 53 504).

Elastomere Abformmaterialien erreichen den Zustand der Elastizität in Folge der Vernetzungsreaktion am Ende der Abbindezeit. Sie verhalten sich nicht ideal elastisch, sondern besitzen Restplastizität. Nach der Verformung erfolgt die Rückstellung nicht spontan, sie bleibt unvollständig, und es resultiert eine bleibende Deformation, die auch als Formänderungsrest bezeichnet wird (MEINERS 1978, HÖHNE 1980).

Bei knetbaren oder schwer fließenden Materialien sind hohe Spannungswerte aber geringere Reißdehnungen nötig. Dies ergibt sich aus ihrer Indikation. Sie werden vorrangig für die Erstabformung bei Korrekturabformungen benötigt und sollen eine Stempelwirkung auf das dünn fließende Material ausüben ohne selbst (elastisch) deformiert zu werden. Im Gegensatz dazu müssen die abgebundenen Korrekturmassen gut elastisch verformbar (hohe Reißdehnung) sein, um die Entnahme der Abformung zu erleichtern und dem Abbrechen von Zähnen im Modell vorzubeugen. Die Entnahme zu steifer Massen aus dem Mund erfordert hohe Kräfte und kann zu Verfälschungen des Abdruckes führen (FILITZ 1980, HÖHNE 1980).

Erwartungsgemäß haben die schwer fließenden Massen die höchsten Spannungswerte und die dünn fließenden die niedrigsten. Die erzielten Werte liegen unter denen von FILITZ 1980. Er weist darauf hin, dass das Verhältnis der Spannungswerte von Basis- und Korrekturmaterial wesentlich für das Abformergebnis ist. Je mehr sich die Spannungswerte unterscheiden, desto weniger wirkt sich die Deformation des Abformmaterials an den untersichgehenden Stellen des nicht präparierten Zahnes auf das Abformmaterial in der Nähe des präparierten Nachbarzahnes aus. Das Erstabformmaterial wirkt dabei, bei entsprechend großer Schichtstärke, wie eine starre Wand.

Bei der Entfernung der Abdrücke werden die Interdentalbereiche stark gedehnt. Eine möglichst hohe Reißdehnung ist vorteilhaft, um die Abformung in toto entfernen zu können, ohne die Interdentalstege zu zerreißen. Andererseits steigt, wenn die Stege zu spät oder nicht zerreißen, mit zunehmender Dehnung der Formänderungsrest an. Mit zunehmender Zeit nimmt die Dehnung ab, bedingt durch die fortschreitende Vernetzung. Dies erklärt auch die Erhöhung der Spannungswerte, d. h. die Materialien werden steifer und können daher nicht mehr so weit gedehnt werden. Folglich erhöht sich die Kraft, die zum Zerreißen der Materialien nötig ist.

Das schwer fließende K-Silikon Hydro C putty ist im Vergleich zu den Polyethern starr. Gegenüber den A-Silikon Position Penta und Position Penta Quick hat es eine kleinere Reißdehnung, eine ähnliche Reißfestigkeit aber einen höheren Spannungswert und kann dadurch die Stempelwirkung als Erstabformmaterial sehr gut ausüben. Die A-Silikone Position Penta und Position Penta Quick verfügen über eine hohe Reißdehnung, kleine Reißfestigkeit und niedrige Spannungswerte und sind somit den Alginaten wenig ähnlich, die eine sehr niedrige Reißfestigkeit aufweisen.

Bei den Monophasenmaterialien hat der konventionelle Polyether Impregum Penta Soft Vorteile gegenüber dem neuartigen P2 Monophase. Dieses wird mit zunehmender Zeit nach Abbindeende immer steifer und unelastischer. Klinisch ist es jedoch erforderlich, dass Abformwerkstoffe reißen, bevor sie auf Überdehnung mit hoher bleibender Deformation reagieren.

Die von WELKER 1976 durchgeführten Untersuchungen zeigten, dass die kondensationsvernetzenden Silikone sehr dosierempfindlich sind. Deshalb wurden die K-Silikone Hydro C putty und Hydro C wash bei 20 %iger Überdosierung der Basispaste bzw. der Katalysatorpaste im Zugversuch getestet (Tab. 56 und 57). Bei 20%iger Überdosierung des Katalysators ist der Spannungswert für Hydro C putty und Hydro C wash signifikant höher als bei korrekter Gewichtsdosierung. Eine 20%ige Überdosierung des Basismaterials bei dem putty Material führt ebenfalls zu einer signifikanten Erhöhung des Spannungswertes, d. h. das Material verliert an Elastizität. Für die klinische Anwendung bleibt zu folgern, dass die guten Eigenschaften dieses Materials nur genutzt werden können, wenn es gewichtsdosiert zubereitet wird, so können die nachteiligen Folgen der ungenauen Strangdosierung vermieden werden.

6. 4. 2 Verbundfestigkeit verschiedener Materialien

Bei der ein- und zweizeitigen Gesamtabformung mit Elastomeren und speziell wenn die zähplastischen und dünn fließenden Abformmassen zeitlich verschoben abbinden, sind die Haftkräfte zwischen den Massen von besonderer Bedeutung. Dabei ist bekannt, dass der Verbund zwischen den Materialien meist schwächer als die Zugfestigkeiten der Einzelmaterialien ist (VIOHL und NOLTE 1983). Selbstverständlich muss die Verbundfestigkeit zwischen dem Erstabformmaterial und dem Korrekturmaterialien höher sein, als die Haftung an den Zähnen und der Mundschleimhaut ($\sim 50 \text{ N/cm}^2$), um eine Trennung der Materialien beim Entfernen zu verhindern (PFEIFFER et al. 1991).

In der eigenen Untersuchung wurde auf das abgebundene Erstabformmaterial, wie klinisch üblich, das dünn fließende Material aufgebracht. Allerdings war die Klebefläche zwischen den Materialien nur 0,08 cm² groß, während die Verbundfläche bei der klinischen Abformung zwischen den Materialien wesentlich größer ist. Nach den Untersuchungen von VIOHL und NOLTE 1983 beträgt die Fläche eines unperforierten Löffels circa 35 cm² und die eines individuellen Löffels 52 cm². Ebenso wie beim Zugversuch der Einzelmaterialien nimmt mit zunehmender Zeit nach Anmischbeginn die Kraft, die zum Zerreißen des Probekörpers nötig ist, zu.

Nach der vorliegenden Untersuchung liegen die ermittelten Werte für die Verbundfestigkeit, außer für die Materialien von Heraeus Kulzer, über den von PFEIFFER et al. 1991 geforderten Werten ($\sim 50 \text{ N/cm}^2$) um ein unbeschadetes Entfernen aus dem Mund zu gewährleisten. Dennoch gibt es deutliche Unterschiede in der Reißfestigkeit.

Die schlechtesten Haftfestigkeiten weisen die Materialkombinationen der neuartigen Polyether der P2-Reihe auf. Sie sind signifikant schlechter als die der konventionellen Polyether (Impregum Penta H, Impregum Penta Soft, Impregum Garant L, Impregum Penta L) und der kondensationsvernetzenden Silikone Hydro C putty und Hydro C wash. Ursächlich können dafür die unterschiedlichen Abbindereaktionen gesehen werden. Da die neuen P2 Produkte nicht durch eine katalytisch gesteuerte Ringöffnung vernetzen, sondern durch Ausbildung von Siloxan-Bindungen, fehlt die Ankopplung an das bereits abgebundene Erstabformmaterial.

Die Reißfestigkeit der kondensationsvernetzenden Silikone Hydro C putty und Hydro C wash ist ähnlich denen der Kombinationen der Polyether von 3M ESPE.

Den stärksten Verbund nach Abbindezeit zeigt die Kombination Impregum Penta H und Impregum Penta L, sodass diese Materialkombination ihre Indikation bei sehr starken Beanspruchungen bei der Entnahme findet. Allerdings bleibt zu bedenken, dass ein sehr spätes Reißen der Materialien beim Abzug unweigerlich zu Deformationen in der Abformung führt, mit all den Konsequenzen für die folgende festsitzende Restauration.

6. 5 Haftung am Abformmassträger

Die Abformung wird bei der Entfernung vom Abformobjekt, besonders aus unterschichtgehenden Bereichen, auf Zug und Druck sowie kombiniert durch Scherkräfte beansprucht. Es werden alle Komponenten des Verbundes, der Abformlöffel, das Vorabform- und das Korrekturmateriel sowie die Grenzflächen zwischen den Materialien belastet (PFEIFFER et al. 1991).

Bei der Entnahme aus der Mundhöhle müssen die Adhäsionskräfte zum Zahn und zur Schleimhaut überwunden werden und falls notwendig, muss das Material zwischen Approximalkontakten bzw. unter Schwebelücken zerrissen werden. Der Verbund zwischen Löffel und Abformmaterial muss dem Stand halten, darf aber wiederum nicht zu groß sein, um die Reinigung der Löffel von Abformmasse-Resten zu ermöglichen. Bereits eine partielle Ablösung gefährdet die Passung einer festsitzenden Restauration. In der Literatur werden Werte zwischen 50 und 260 N/cm² für die Haftfestigkeit am Abformlöffel angegeben, wenn die Grenzflächen nicht mit Speichel oder Wasser benetzt wurden (VIOHL und NOLTE 1983, PFEIFFER et al. 1991).

Es ist vorteilhaft, wenn die Adhäsive eingefärbt sind, um die gleichmäßige Benetzung der Löffelmaterialien visuell kontrollieren zu können (WIRZ und SCHMIDLI 1989). Außer dem farblosen Adhäsiv der Firma Detax für das K-Silikon Hydro C putty sind alle übrigen Adhäsive eingefärbt.

In der Literatur wurden mehrfach individuelle Löffel empfohlen. Es wurden in dieser Arbeit keine perforierten Löffelmaterialien untersucht, die zu Abformfehlern führen können (MEINERS 1977 SCHWICKERATH 1977, WIRZ 1978, WIRZ und SCHMIDLI 1989, LEHNER und SCHÄRER 1991, CLAUSS 2003). VIOHL und NOLTE empfahlen 1983 die Verwendung von nichtperforierten, mit Adhäsiv beschickten Metallabformlöffeln. Hingegen erklärten WIRZ und SCHMIDLI 1989, dass die Löffelwerkstoffe keinen Einfluss auf die Haftkraft haben. Die eigenen Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung von Metalllöffeln eine gering höhere Reißdehnung und Reißfestigkeit bei den schwer und mittel fließenden Materialien bewirkt. Besonders für die Verwendung von P2 Heavy und P2 Monophase werden die Metalllöffel empfohlen. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die Trocknungszeit von 15min beim 3M ESPE Polyetheradhäsiv zu einer klinisch ausreichenden Verbundfestigkeit zwischen den unterschiedlichen Löffelwerkstoffen und den Elastomeren führt. Gegenüber den experimentellen Bedingungen mit einer

Klebefläche von 1 cm², erhöht sich klinisch, allerdings nicht standardisiert, die Retentionsfläche durch die Verwendung „ganzer“ Löffel.

Es fanden auch die neuen Einmallöffel auf Polypropylenbasis der Firma 3M ESPE, speziell für die Abformung mit Position Penta und Position Penta Quick mit Alginatindikation (Situationsmodelle, Gegenkiefermodelle und lagerstabile Vorabformungen für die Provisorienherstellung), Berücksichtigung (CLAUSS und KURETZKY 1997, CLAUSS 2003). Diese Löffel weisen durch ihre mit Vlies vergrößerte Oberfläche eine signifikant höhere Retention gegenüber dem produktspezifischen Adhäsiv auf (Abb. 40+41). Zusätzlich zum Vlies verfügen die Löffel über eine makromechanische Retention am Löffelrand, die an einen Rimlocklöffel erinnert (CLAUSS 2003). Die Frage bezüglich der Wirtschaftlichkeit muss trotz guter Haftwerte gestellt werden. Nachteilig ist der einmalige Gebrauch des Löffels. Andererseits entfallen die Nachbereitung und Säuberung, wie bei konventionellen Löffeln. Ebenso ist das Vertauschen der Löffel im Labor ausgeschlossen.

6. 6 Torsionsversuch

Der Torsionsversuch ergibt Resultate über den qualitativen und quantitativen Verlauf der elastischen Rückstellung in Abhängigkeit von der Zeit. Die bleibende Deformation kann nach Druckbelastung (Hysteresese-Versuch) oder, wie in diesem Fall, nach Torsion bestimmt werden. Wie WIRZ et al. 1993 feststellten, reagieren die Elastomere auf Torsion empfindlicher als auf Druckverformung. Die Torsionsprüfung ist ein „harter Test“ für die Elastomere, entspricht aber der Praxis. Die ISO Norm 48 23 fordert nach Druck und Entlastung ein Rückstellungsvermögen von mindestens 96,5 % nach Abbindeende. WELKER et al. forderten 2001 eine Erhöhung dieses Wertes, um die Norm dem heutigen werkstoffwissenschaftlichen Entwicklungsstand anzupassen.

Bei den eigenen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die konventionellen Polyether nach 10 min Rückstellzeit eine kleinere bleibende Deformation aufweisen, als die neu entwickelten Polyether der P2-Reihe. Klinisch bedeutet dies, dass den Materialien der P2 Reihe eine längere Rückstellzeit eingeräumt werden muss, um die bleibende Deformation zu reduzieren. Prinzipiell wird gefordert, dass die Modellherstellung nach Abformungen mit A-Silikon, K-Silikon und Polyethern, besonders aus Bereichen mit starken Unterschnitten, breiten und offenen Interdentalräumen oder von

Brückenkonstruktionen, die nicht ausgeblockt wurden, erst nach einer Rückstellzeit von drei Stunden erfolgen soll (WELKER 1995, WIRZ 1978, WIRZ et al. 1993).

Bei der Verwendung von Hydro C putty und Hydro C wash ist zu beachten, dass ihre bleibende Deformation deutlich höher ist als bei den Polyethern und den A-Silikon Position Penta und Position Penta Quick. Lediglich gegenüber dem dünn fließenden Polyether P2 Light ist die bleibende Deformation geringer nach 10min Rückstellzeit.

6. 7 Hysterese-Verhalten

Eine entscheidende Größe für das elastische Verhalten der Abformmaterialien ist die bleibende Deformation. Der Verlauf der elastischen Rückstellung und folglich das Maß der bleibenden Deformation ist abhängig von der Art des Abformmaterials, dem Vernetzungsgrad, dem Füllstoffgehalt, der Größe der deformierenden Kraft und deren Einwirkdauer (MEINERS 1977, WIRZ 1989, WIRZ et al. 1993). Für die klinischen Anwendungen besteht dabei ein Zusammenhang zwischen Schichtstärke des Materials im Abformlöffel und dem Unterschnitt der abzuformenden Bereiche. Dabei darf das Dimensionsverhalten der Materialien nicht außer Acht gelassen werden. Die zunehmende Schichtstärke im Löffel führt zur Reduktion der Gesamtverformung, bedingt aber gleichzeitig eine größere absolute Kontraktion (SCHWICKERATH 1977, WIRZ 1978 und 1982, VIOHL und NOLTE 1983, PFEIFFER et al. 1991).

Die Untersuchung zeigt eine deutliche Zunahme der Elastizität und Abnahme der bleibenden Deformation mit zunehmender Zeit nach Anmischbeginn. Dies ist durch die voranschreitende Vernetzung der Materialien zu erklären. Folglich ist das Abwarten der Abbindezeit und gegebenenfalls ein zeitlicher Sicherheitszuschlag für die klinische Anwendung von großer Bedeutung, um das Risiko für eine bleibende Deformation zu minimieren. Besonders bei den dünn fließenden Materialien bewirkt eine verlängerte Verweildauer der Materialien eine deutliche Verbesserung der elastischen Eigenschaften (LENZ und WELKER 1969, FRANZ und RITZE 1972, WELKER 1976, MEINERS 1978, HÖHNE 1980, OTTO und WUSTELT 1985).

Allerdings ist zu berücksichtigen, dass der Hysterese-Versuch bei Raumtemperatur stattfand und die Materialien bei erhöhter Temperatur schneller abbinden. Nach 24 h Abbindezeit weisen alle Materialien nach Belastung eine bleibende Deformation unter 2 % auf. Dieser vergleichsweise hohe Wert für Präzisionsmaterialien wird durch die lange Belastungsdauer von 1 min bedingt. Es soll mit diesem Versuch die Extremlastung

simuliert werden, da eine Entnahme der Abformung aus dem Mund deutlich weniger als eine Minute beansprucht.

Der konventionelle Polyether Impregum Penta Soft hat nach 24 h einen höheren Formänderungsrest als P2 Monophase, d. h. die neuen Polyether weisen eine geringere Restdeformation auf als die konventionellen. Im Vergleich zwischen den A- und K-Silikonen schneiden die K-Silikone Hydro C putty und Hydro C wash besser ab als die A-Silikone.

6. 8 Shore-A-Härte

Schwer fließende Materialien für den Erstabdruck bei der Korrekturabformung müssen eine ausreichende Stabilität aufweisen, um mögliche Verformungen zu minimieren, die durch den Staudruck bei der Applikation des Korrekturmateri als entstehen können (OTTO und WUSTELT 1985). Alle untersuchten schwer fließenden Massen erfüllen diese Forderung. Des Weiteren reicht die Shore-A-Härte bei allen untersuchten Elastomeren aus, um eine Deformation bei der Modellherstellung zu vermeiden. Materialspezifisch lassen sich Unterschiede in der Höhe der Shore-A-Härte erkennen. Die schwer fließenden Materialien erreichen erwartungsgemäß die höchsten Werte. Für die dünn fließenden Materialien, die einen geringeren Füllstoffgehalt vorweisen, wurden die niedrigste Shore-A-Härte Werte ermittelt (MEINERS 1977, HÖHNE 1980).

Position Penta Soft erreicht in dieser Untersuchung die vom Hersteller angegebenen 40 Shore-A-Härte-Einheiten (ESPE Produktinformation 2002), hingegen liegen die Werte für Impregum Penta H Duo Soft niedriger. Ebenso entspricht die Shore-A-Härte der Polyether P2 Heavy, P2 Monophase und P2 Light den vom Hersteller angegebenen Werten.

Position Penta und Position Penta Quick werden als Abformwerkstoffe für Alginatindikationen angeboten. Für Alginate sind niedrige Shore-A-Härte Werte typisch um die Abformung leicht von der Zahnreihe und später das Modell aus der Abformung entnehmen zu können (WANEK 1997). In der vorliegenden Untersuchung konnten nach Abbindezeit keine niedrigeren Endhärten von Position und Position Penta Quick gegenüber den Polyethern Impregum Penta Soft und P2 Monophase als Präzisionsmaterialien festgestellt werden. Erst nach 15minütiger Lagerung der Probekörper erreichen die Präzisionsmaterialien höhere Härte-Werte. Für den klinischen Alltag bedeutet dies, dass keine Unterschiede bezüglich der Härte bei der Entnahme der Abformungen bestehen. So

sollte bei parodontal geschädigten Zähnen eher den kostengünstigeren Alginaten der Vorzug gegeben werden.

Dass die neuartigen schwer und mittel fließenden P2-Produkte eine deutlich geringere Shore-A-Härte im Vergleich zu den konventionellen Polyethern aufweisen würden (Herstellerangabe), konnte nicht bestätigt werden. Sie besitzen höhere Shore-A-Härten als die konventionellen Polyether, Impregum Penta Soft, Impregum Penta H und das K-Silikon Hydro C putty, sodass die angegebene leichtere Entformbarkeit der neuen Polyether relativiert werden muss. Lediglich der dünn fließende Polyether P2 Light hat in der Gruppe der dünn fließenden Materialien die kleinste Shore-A-Härte.

Die Shore-A-Härte-Werte der A-Silikone (Position Penta und Position Penta Quick) und der K-Silikone (Hydro C putty und Hydro C wash) zeigen keine signifikanten Unterschiede.

6. 9 Dimensionsverhalten

Es sind nur solche Materialien für Abformungen geeignet, die in Abstimmung mit einem entsprechenden Modellwerkstoff die Mundsituation dimensionsgetreu wiedergeben. Außerdem sollen die abgebundenen Abformmaterialien weder schrumpfen noch quellen, d. h. formstabil bleiben. Materialspezifisch lassen sich Unterschiede, bedingt durch den unterschiedlichen Füllstoffgehalt, erkennen. Mit steigendem Füllstoffgehalt, d. h. mit zunehmender Viskosität nehmen die Volumeneffekte ab (LENZ und WELKER 1969, MEINERS 1973 und 1977, FRANZ 1977, LENZ und BREUSTEDT 1978, LENZ 1979, WIRZ und SCHMIDLI 1989, SCHULZ und SCHWICKERATH 1989, VIOHL 1996). Alle Materialien erfahren durch die Abkühlung von Mund- auf Raumtemperatur eine thermisch bedingte Kontraktion (HOLZBERG 1975, MEINERS 1977, LENZ und BREUSTEDT 1978, WIRZ 1978, LENZ 1979, WIRZ und SCHMIDLI 1989, MUSIL und WELKER 1990, VIOHL 1996). Die Polyether und A-Silikone bleiben danach praktisch dimensionsstabil und sind damit fortdauernd lagerfähig.

Um das Dimensionsverhalten umfassender beurteilen zu können, wurden die Probekörper vor ihrer Vermessung mit dem Messmikroskop und nach verschiedenen Lagerungszeiten gewogen. Bekanntlich entstehen bei der Polykondensation flüchtige Nebenprodukte. Das Ausmaß zeigt sich qualitativ an einer Gewichtsreduktion und geht mit einer Abdruckkontraktion einher. Das Gewicht der Abformungen (Tab. 44, 46, 48) veränderte sich nach 24 h Lagerung nur minimal (weniger als 0,1 g in 24h). Die untersuchten K-

Silkone Hydro C putty und Hydro C wash wiesen nach 24 h Lagerung eine Gewichtsreduktion von nur 0,042 g auf. Dies entspricht 1,3 Masse%. Die lineare Schrumpfung betrug für Hydro C putty – 0,4 % lin und wies keinen signifikanten Unterschied zu den untersuchten Polyethern in dieser Gruppe auf, d. h. dieses Material kann durchaus 24h gelagert werden ohne Nachteil für die Präzision der Modelle. Das Korrekturmateriale Hydro C wash hingegen schrumpft, bedingt durch den niedrigeren Füllstoffgehalt, stärker.

Die Monophasenmaterialien Impregum Penta Soft und P2 Monophase sowie von den schwer fließenden Materialien P2 Heavy erfahren bis 15 min nach Anmischbeginn nur eine geringe Kontraktion. Diese ist durch die thermische Kontraktion und die zunehmende Vernetzung bedingt.

Zusammenfassend lässt sich zum Dimensionsverhalten sagen, dass das schwer fließende K-Silikon keine signifikant schlechteren Eigenschaften als die Polyether aufweist. Lediglich das dünn fließende K-Silikon hat bedingt durch den niedrigeren Füllstoffgehalt eine signifikant höhere Schrumpfung gegenüber den A-Silikonen Position Penta und Position Penta Quick, hingegen nicht signifikant gegenüber dem neuartigen Polyether P2 light. Die Dimensionsstabilität der getesteten Materialien erfüllt die DIN Norm 48 23, die Werte von 0 bis 1,5 % lin zu lässt.

6. 10 Desinfektion

Ein mit Speichel und Blut kontaminierter Abdruck stellt ein Infektionsrisiko für den Zahnarzt, die Helferin und den Zahntechniker dar. Es ist daher notwendig die Abformung zu reinigen und zu desinfizieren (BÖSSMANN und FRANZ 1983, SCHULZ und SCHWICKERATH 1989, WELKER 1991, 1993 und 1994, WEBER 2003). Das Wirkspektrum des desinfizierenden Mittels muss Bakterien, Pilze und Viren umfassen. (WEUFFEN und PRICKLER 1970, SETZ und HEEG 1991).

Der Deutsche Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnarztpraxis formuliert die offiziellen Richtlinien für die Prüfung von Desinfektionsverfahren für Abformungen und zahntechnische Werkstücke. Die Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Hygiene und Mikrobiologie (DGHM) und des Bundesgesundheitsamtes (BGA) decken den Bereich der Abformmaterialien nicht ausreichend ab. Sie enthalten eher Richtlinien für die Desinfektion von Händen, Instrumenten, Flächen und Wäsche (EXNER und LIETZ 1988). Das Desinfektionsmittel muss werkstoffverträglich sein. STOLL 2001 erklärte, dass die Desinfektion von Abformmaterialien mit Desinfektionsmitteln auf Gluteraldehydbasis

ohne wesentliche Beeinträchtigung der Dimensionsstabilität möglich ist. Die Gründe für die unterlassene Desinfektion sehen STOLL et al. 1991, BORNEFF et al. 1989 und WIRZ et al. 1993 in der Befürchtung von Formveränderungen der Abformung und somit dem Qualitätsverlust der zahntechnischen Arbeit. LEPE et al. 1998 geben an, dass hydrophile Materialien empfindlicher gegenüber der Feuchtigkeit aus dem Desinfektionsmittel sind und diese entweder aufnehmen oder selbst in Lösung gehen können und damit Dimensionsänderungen unterliegen. Wichtig ist die richtige Kombination der Abformmaterialien mit dem Desinfektionsmittel, um die Dimensionsänderung so gering wie möglich zu halten (BERGMANN et al. 1980).

Unter verschiedenen Möglichkeiten der Infektionsprophylaxe auf der Technologiestrecke Abformung-Modell hat sich heute aus mikrobiologischen, werkstoffkundlichen und juristischen Gründen die Tauchdesinfektion durchgesetzt. Bei der Tauchdesinfektion haftet etwa doppelt soviel Desinfektionsmittel an der Abdruckoberfläche als bei der Sprühmethode. Die fehlende Aerosolbildung und die gleichmäßige Benetzung der Abdruckmaterialien sind weitere Vorteile der Tauchdesinfektion (BORNEFF et al. 1987 und 1989, WELKER 1993 und 1994).

Eine wichtige Voraussetzung für die Wirksamkeit von Desinfektionsmitteln stellt die Einwirkzeit dar. Es soll die Dekontamination der Krankheitserreger erfolgen, ohne die Prägeschärfe oder das Dimensionsverhalten nachteilig zu beeinflussen. Bereits nach 10 min Tauchdesinfektion im Impresept-Bad bzw. nach 5 min im Dürr-Bad erfahren die Silikone und Polyether eine hinreichende Desinfektion ohne negative Auswirkungen auf die Dimensionsstabilität und Oberflächenqualität. Ab einer Desinfektionszeit von acht Stunden beginnen messbare Volumenveränderungen (BORNEFF und PICHEL 1989, STOLL 2001).

Es wurden zwei Desinfektionsmittel auf Glutaraldehyd-Basis mit den vom Hersteller empfohlenen Desinfektionszeiten getestet. Bei sachgemäßer Anwendung waren keine nachteiligen Veränderungen der Dimensionsstabilität der Polyether, A- und K-Silikone festzustellen. Um eine Quellung der Materialien beurteilen zu können, wurden die Probekörper vor der Vermessung gewogen (Tab 50, 52, 54). Die ermittelten linearen Dimensionsänderungen liegen bei korrekt eingehaltener Desinfektionszeit unter den von in der DIN Norm 24 823 zulässigen Werten von 0 bis 1,5 % lin.

Die Anwendung der untersuchten Desinfektionslösungen kann bei sachgemäßer Anwendung empfohlen werden.

7 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen der zehn Prüfverfahren wird ersichtlich, dass sowohl die Polyether, als auch die additionsvernetzenden und kondensationsvernetzenden Elastomere gute Voraussetzungen für genaue Abformungen besitzen. Die Resultate werden von der Stoffgruppenzugehörigkeit, der Konsistenz und den Verarbeitungssystemen beeinflusst.

Die konventionellen Polyether der Firma 3M ESPE sind den neuartigen P2-Materialien von Heraeus Kulzer überlegen. In Bezug auf Dimensionsstabilität, Shore-A-Härte und vor allem bei der Verbundfestigkeit der unterschiedlichen Viskositäten haben die konventionellen Polyether Vorteile gegenüber den neuen P2-Materialien. Besonders die herstellerseits betonte niedrigere Shore-A-Härte der P2-Polyether zur leichteren Entnahme der Abformung aus dem Mund kann nicht bestätigt werden.

Empfehlenswert erscheint das Monophasenmaterial Impregum Penta Soft, das bezüglich der Prägeschärfe den dünn fließenden Materialien ähnelt und bei der Shore-A-Härte, der Dimensionsstabilität und der Reißfestigkeit den schwer fließenden Materialien in nichts nachsteht. Voraussetzung ist natürlich die Einhaltung der klinischen Methodik. (u. a. Verwendung des entsprechenden Adhäsives, individueller Löffel, Speichelfreiheit). Es verfügt über eine ausreichende Standfestigkeit und Anfließfähigkeit. P2 Monophase hat zusätzlich zu den oben genannten Nachteilen der P2-Reihe eine höhere lineare Schrumpfung als Impregum Penta Soft, so dass das ESPE Produkt bei der Verwendung von Monophasenmaterialien empfohlen werden kann.

Es konnte kein nachteiliger Einfluss der zwei verwendeten Desinfektionsmittel auf die Dimensionsstabilität der untersuchten Elastomere festgestellt werden. Bei sachgemäßer Handhabung und Einhaltung der vom Hersteller empfohlenen Lagerungszeiten kann die Verwendung dieser Desinfektionslösungen empfohlen werden, um ein mögliches Infektionsrisiko für das zahnmedizinische Team zu minimieren. Quellungen traten erst nach fehlerhafter 24stündiger Aufbewahrung in den entsprechenden Desinfektionsbädern auf.

Überraschend gute Ergebnisse bezüglich Dimensionsstabilität, die gegenüber den A-Silikon und den Polyether gleichwertig sind, lieferte das untersuchte K-Silikon in seinen

zwei Konsistenzen. Durch die lichtoptische Vermessung und die Gewichtskontrolle, konnte gezeigt werden, dass für dieses Material eine 24sündige Lagerung keine signifikant schlechteren Ergebnisse erbringt als die anderen Elastomer-Typen. Nachteilig erscheinen die vergleichsweise hohen Kontaktwinkel, das eher starre Verhalten als Ausdruck der hohen Shore-A-Härte und hoher Spannungswerte sowie das ungefärbte Adhäsiv.

Um die guten Eigenschaften dieses Materials zu nutzen, müsste es gewichtsdosiert zubereitet werden, um die nach wie vor bestehenden nachteiligen Einflüsse der ungenauen Strangdosierung zu vermeiden. Die Verarbeitung des in Tuben gelieferten Korrekturmaterials Hydro C wash erscheint nicht mehr zeitgemäß. Alle anderen Materialien wurden mechanisch angemischt, entweder mit der Mischpistole oder mit dem Pentamix Gerät. Diese Darreichungsform ist einfach, zeit- und materialsparend.

Die getesteten A-Silikone Position Penta und Position Penta Quick sind als Alternative zu den Alginaten zu teuer. Ihre werkstoffkundlichen Eigenschaften, stehen den untersuchten Polyethern und K-Silikonem nur wenig nach, aber die gegenüber den Alginaten vergleichsweise hohen Kosten und die längeren Abbindezeiten sind ungünstig. Vorteilhaft erscheinen diese Materialien bei der Abformung für Provisorien, alle Vorteile der A-Silikone in sich vereinend – allen voran die Lagerfähigkeit. Die neuen Einmal-Löffel für Position und Position Penta Quick weisen zwar deutlich höhere Haftwerte auf, aber dem stehen die Kosten als Einmalgebrauchs-Artikel gegenüber. Sie sollten aber bei der Anwendung der beiden A-Silikone eingesetzt werden, da die Haftfestigkeit mit dem entsprechenden Adhäsiv vergleichsweise gering ist.

An Metall und Kunststofflöffeln haften die Elastomere unter fachgerechter Verwendung von Adhäsiven ausreichend. Es konnte gezeigt werden, dass eine Trocknungszeit von 15 min für das Polyetheradhäsiv von 3M ESPE signifikant bessere Haftwerte erzielt als eine kürzere Zeit, dies ist beim Behandlungsablauf logistisch einzuplanen.

Die geprüften Werkstoffe erweisen sich bei Einhaltung der Abbindezeiten bzw. mit einem kleinen zeitlichen Zuschlag als praxisgerechte Abformmaterialien.

8 Literaturverzeichnis

1. BADER F und SETZ J 1991, Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. Dtsch Zahnärztl Z 46:346-348.
2. BERGMANN M, OLSSON N und BERGMANN B 1980. Elastomeric impression materials, dimensional stability and surface detail sharpness following treatment with disinfection solution. Swed Dent J 4:161-167.
3. BORNEFF M, BEHNEKE N, HARTMETZ G, SIEBERT G 1987. Praxisnahe Untersuchungen zur Desinfektion von Abformmaterialien auf der Basis eines standardisierten Modellversuches. Dtsch Zahnärztl Z 38:234-237.
4. BORNEFF M und PICHL R 1989. Desinfektion in der zahnärztlichen Praxis. Zahnärztl Welt 98:358-361.
5. BORNEFF M, FUHR K und BEHNEKE N 1989, Probleme bei der Desinfektion dentaler Abformmaterialien. Zbl Bakt Hyg B 187:365-381.
6. BÖSSMANN K und FRANZ G 1983. Desinfektion von Silikonabdrücken, Untersuchung ihrer Formstabilität und der Verträglichkeit gegen Gips. Dtsch Zahnärztl Z 38:742-748.
7. BUTZ R 1970. Prüfung der Druckelastizität elastomerer Abformmassen in der Zahnheilkunde. [Inauguraldissertation]. Bonn: Rheinische Friedrich-Wilhelm-Universität.
8. CLAUSS C und KURETZKY 2003. Position Penta und Position Penta Quick - ein Anwenderbericht. ESPE Newsletter 2:3-7.
9. CLAUSS C 2003. Neues Löffelset für die Abformung bezahnter Kiefer. ZMK 19:711-713.
10. DIN EN 24 823 1994. Zahnärztliche elastomere Abformmassen (ISO 4823:1992). Berlin-Köln: Beuth.VDE-Verlag.
11. DIN EN 53 504 1988. Kautschuk und Elastomere 1, Physikalische Prüfverfahren. Fünfte Aufl. Berlin-Köln: Beuth.VDE-Verlag.

12. DIN EN 53 505 1988. Kautschuk und Elastomere 1, Physikalische Prüfverfahren. Fünfte Aufl. Berlin-Köln: Beuth.vde-Verlag.
13. EAMES WB 1980. Elastomeric impression material: effect of bulk on accuracy. Schweiz Mschr Zahnheilk 90:184-185/187-188.
14. ESPE Produktinformation 2002. 3M ESPE technisches Produktprofil. 3M ESPE Seefeld.
15. EXNER M und LIETZ G 1988. Die neuen Desinfektionsmittellisten der SGHM und BGH. Zahnärztl Mitt 78:2388-2389/2565-2569.
16. FILITZ J 1986. Physikalische Eigenschaften von Silikonabformmassen. [Dissertation]. Hannover: Medizinische Hochschule.
17. FRANZ G und RITZE H 1972. Prüfung der Verarbeitungs- und Abbindezeit bei elastischen Abformmassen. Dtsch Zahnärztl Z 27:189-196.
18. FRANZ G 1972. Das Prüfen der Konsistenz bei elastomeren Abformmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 27:665-673.
19. FRANZ G 1975. Mögliche Grenzen der elastischen Abformmaterialien. Zahnärztl Mitt 65:24-29/64-68.
20. FRANZ G 1977. Werkstoffkundliche Untersuchungen zur Gipshärte und zum Dimensionsverhalten von Elastomeren und Hartgips bei ihrem Kontakt - II. Teil. Zahnärztl Welt/Ref 12:634-638.
21. FUHR K und RÖMETH P 1976. Profilografische Untersuchungen von Abform- und Modellmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 31:698-704.
22. 3M ESPE 2001. Pentamix 2 - Ein technisches Produkt Profil. 3M ESPE Seefeld.
23. GRIBI HK 1992. Moderne Elastomere. Quintessenz Zahntech 18:1261-1274.
24. HELLER G und KERN M 1996. Der Einsatz eines automatischen Misch- und Dosiersystems für Abformmaterialien – Ein klinischer Erfahrungsbericht. Quintessenz 47, 10:1331-1343.

25. HENKEL G 1955. Vergleichende Untersuchungen an Abdruckmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 10:646-650.
26. HERAEUS KULZER 2005. P2 Impression Polyether. Basisdaten eines neuen Abformmaterials und Erfahrungen im Praxisalltag. Produktbeschreibung Heraeus Kulzer GmbH Hanau.
27. HOFFMANN J und SCHMIDT F 1991. Experimentelle Untersuchungen zu ausgewählten Fragen des Technologiekomplexes Abformung – Modell und seiner methodischen Erfassung. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
28. HÖHNE M 1980. Untersuchungen zur vergleichend-werkstoffkundlichen Beurteilung verschiedener Silikon- und Polyetherabformmaterialien hinsichtlich der Eignung für ringlose Stumpfabformung. [Dissertation]. Erfurt.
29. HOLZBERG W 1975. Untersuchungen zum Dimensionsverhalten des Abformwerkstoffes „Impregum®“. [Inauguraldissertation]. München: Ludwig Maximilians-Universität.
30. ILG VK 1958. Untersuchungen zum Dimensionsverhalten der Silikone-Abdruckmassen. DZZ 13, 23:1377-1385.
31. ILG VK 1960. Untersuchungen zum Dimensionsverhalten der Silikone-Abdruckmassen. DZZ 15, 4:427-433.
32. KREBS R und MARX H 1972. Messtechnische Probleme der Oberflächenreproduktion von Abformmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 27:610-615.
33. KONOPIK D 1994. Hydrophilisierung von Abformsilikonem – Fehlerrate bei Abdrücken und Modellen unter besonderer Berücksichtigung methodischer Aspekte. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
34. LACY AM, FUKUE H, BELLMANN T und JENDRESEN MD 1981. Time dependent accuracy of elastomer impression materials, Part II. J Prosthet Dent 45:329-333.

35. LEHNER CR und SCHÄRER 1991. Abformmaterialien in der Kronen – Brücken – Prothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 5:629-635.
36. LENZ E und WELKER 1969. Untersuchungen der physikalischen Eigenschaften und des Formverhaltens von Silikonmassen und –abformungen. Dtsch Stomat 19, 7:487-501.
37. LENZ E und BREUSTEDT A 1978. Elastomere Abformmassen. In: Stomatologische Werkstoffkunde. Leipzig: Johann Ambrosius Barth Verlag.
38. LENZ E 1979. Dimensionsverhalten von stomatologischen Abform- und Modellwerkstoffen bei unterschiedlichen Anwendungsparametern. Dtsch Gesundhw 34, 33:1589-1591.
39. LEPE X, JOHNSON GH, BERG JH und AW TL 1998. Effect of mixing technique on surface characteristic of impression materials. J Prosthet Dent 78:495-502.
40. LUEBKE RJ, SCANDRETT FR und KERBER PE 1979. The effect of delayed and second elastomer impression material accuracy. J Prosthet Dent 41:517-521.
41. MANN K 2004. Experimentelle Untersuchungen beim Korrekturabformverfahren mit Silikon-Abformwerkstoffen unter Verwendung einer Platzhalterfolie. [Inauguraldissertation]. Technische Universität Dresden.
42. Mc CABE JF und CARRICK 1989. Rheological Properties of Elastomers during Setting. J Dent Res 8:1218-1222.
43. MEHNER M 1982. Werkstoffkundlich vergleichende Untersuchungen von irreversibel-elastischen Abformstoffen unter Einbeziehung klinisch-simulierter Einzelzahnabformungen und besonderer Berücksichtigung additionsvernetzter Silikonmassen. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
44. MEINERS H 1973. Einige grundsätzliche Betrachtungen über Volumeneffekte im Zusammenhang mit Abbindevorgängen. Zahnärztl Welt/Ref 82, 6:270-275.
45. MEINERS H Hrsg. 1977. Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Erste Auflage: Carl Hanser Verlag München Wien.

46. MEINERS H 1978. Eigenschaften und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien (Polysulfide, Silikone, Polyether). ZWR 87, 9:426-429.
47. MEZGER T und NEUBER S 1991. Messung des Fließ- und Deformationsverhaltens von Stoffen. Chemie Technik 9:50-57.
48. MUSIL R und WELKER D 1990. Additionsvernetzende Silikonabformmassen aus werkstoffkundlicher und klinischer Sicht – Erfahrungen und Empfehlungen (I). Dental Magazin 8, 2:114-122.
49. MUSIL R und WELKER D 1990. Additionsvernetzende Silikonabformmassen aus werkstoffkundlicher und klinischer Sicht – Erfahrungen und Empfehlungen (II). Dental Magazin 8, 4:25-30.
50. NAEF V 1998. Physikalische Untersuchung von irreversiblen Elastomeren. [Dissertation]. Basel.
51. OTTO G und WUSTELT K 1985. Experimentell - vergleichende Untersuchungen von kondensationsvernetzenden und additionsvernetzenden Silikonabformwerkstoffen unter besonderer Berücksichtigung der Zugelastizität. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
52. PFEIFFER P, SOMMER MPC, SCHWICKERATH H 1991. Haftung elastomerer Korrekturmaterialien an Vorabformmassen. Dtsch Zahnärztl Z 46:464-467.
53. REHBERG H J 1978. Der Kronenrand–Exakter Randschluß–Was ist das? Dtsch Zahnärztl Z 26:696-699.
54. REHBERG H J 1979. Fließverhalten von Abformwerkstoffen bei planer Ausbreitung. Dtsch Zahnärztl Z 34:670-674.
55. REUSCH B und WEBER B 1999. Materialkunde. In: Wirz J, Wöstmann B (Hrsg.) Die Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Erste Aufl. ESPE Dental AG Seefeld.
56. SAWYER HF, DILTS WE, AUBERY ME und NEIMAN R 1974. Accuracy of cast produced from the three classes of elastomer impression materials. J Am Dent Ass 99:644-648.

57. SCHULZ HH und SCHWICKERATH H 1989. Die Abformung in der Zahnheilkunde. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
58. SCHWICKERATH H 1972. Zur Definition der Begriffe Verarbeitungszeit und Abbindezeit. Zahnärztl. Welt/ Ref 81, 3:105-109.
59. SCHWICKERATH H 1972. Zur Prüfung der Form- und Wiedergabegenauigkeit von Abformmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 27:478-484.
60. SCHWICKERATH H 1972. Zur Form- und Wiedergabegenauigkeit von elastomeren Abformmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 27:616-619.
61. SCHWICKERATH H 1976. Das Formverhalten von Abformmaterialien im Versuch und in der Praxis. Dtsch Zahnärztl Z 31:680-684.
62. SCHWICKERATH H 1977. Der Abformlöffel. Quintessenz 28, 3:117-122.
63. SCHRAMM G 1981. Einführung in die praktische Viskosimetrie. Gebrüder Haake 5. Aufl. Karlsruhe.
64. SCHRAMM G 1995. Einführung in Rheologie und Rheometrie. Gebrüder Haake Karlsruhe.
65. SETZ J, HEEG P 1991. Abdruckdesinfektion. Dtsch Zahnärztl Z 46:186-188.
66. SHILLINGBURG HT, HOBO S und WHITSETT LD 1977. Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz Verlag Berlin.
67. STACKHOUSE HJA 1975. A comparison of elastic impression materials. J Prosthet Dent 34:305-313.
68. STOLL R, SEGSCHNEIDER F, STACHNISS V, JÜRGENSEN 1991. Zur Formhaltigkeit hydrophiler Abformmaterialien nach Behandlung mit einem Desinfektionsmittel. Dtsch Zahnärztl Z 46:718-721.
69. STOLL S 2001. Dimensionsänderung von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion. [Inauguraldissertation]. Marburg. Phillips Universität.

70. STÖBEL M 1995. Haftfestigkeit verschiedener Abformwerkstoffe am Abformträger bei neuartigen Oberflächenkonditionierungen. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
71. VIOHL J 1972. Verarbeitungszeit und Abbindezeit elastomerer Abformstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 27:598-603.
72. VIOHL J und NOLTE T 1983. Haftung von elastomeren Abformmaterialien am Abdrucklöffel. Dtsch Zahnärztl Z 38:13-17.
73. VIOHL J. 1996. Abformwerkstoffe. In: Eichner K und Kappert HF (Hrsg.). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. Sechste vollständig überarbeitete Aufl., Heidelberg: Hüthig Verlag, S. 274-296.
74. WANEK E 1997. Position Penta – Vorsprung durch Synergie. ESPE Newsletter 2:6-7.
75. WEBER T 2003. Memorix Zahnmedizin. Zweite unveränderte Aufl. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag S. 205.
76. WEGE K 2000. Abbindecharakteristik von Abformelastomeren – klinische Relevanz und vergleichende Bewertung von Methoden der experimentellen Erfassung. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
77. WELKER D 1976. Experimentelle Untersuchungen über die Auswirkungen unterschiedlicher Dosierung und Verarbeitungstemperatur auf Fließverhalten und elastische Eigenschaften normal fließender Silikoneabformmasse. Stomat DDR 26:569-580.
78. WELKER D und MEHNER M 1979. Additionsvernetzte Silikone-Abformwerkstoffe. Stomatol DDR 29:391-400.
79. WELKER D, MEHNER M, OTTO G und WUSTELT K 1981. Werkstoffkundlich vergleichende Untersuchungen von additions- und kondensationsvernetzten Silikone-Abformwerkstoffen. Prot Stomatol (Warszawa) XXXI, 6:383-392.

80. WELKER D 1991. Infektionsprophylaxe auf der Technologiestrecke Abformung-Modell. Swiss Dent 12, 6:7-15.
81. WELKER D 1993. Alternativen zur Abdruckdesinfektion. ZMK 9 5:20-23.
82. WELKER D 1993. Infektionsgefährdung des Zahntechnikers und Abdruckdesinfektion. Quintessenz Zahntech 19, 1:61-70.
83. WELKER D 1994. Abdruck- und oder Modelldesinfektion? Zahnärztl Welt/Ref 107, 3:164-168.
84. WELKER D 1995. Silikonabformmassen - kondensationsvernetzt – additionsvernetzt – hydrophilisiert. Swiss Dent 16, 4:5-14.
85. WELKER D 1996. 40 Jahre Silikone in der Zahnmedizin. Dental Magazin 14, 1:6-14.
86. WELKER D, WEGE K, KURETZKY T 2001. Zur klinischen Relevanz experimentell ermittelter Abbindecharakteristik von Abformelastomeren. ZWR 110, 5:300-307.
87. WEUFFEN W und PRICKLER H 1970, Probleme der Desinfektion und Sterilisation in der Stomatologie. Dtsch Stomatol 20:933-954.
88. WIRZ J 1978. Die Bedeutung des individuellen Löffels bei der Abdrucknahme mit elastomeren Abformstoffen. Zahntechnik 36, 2: 21-28.
89. WIRZ J 1982. Materialien für individuelle Abformlöffel. Schweiz Mschr Zahnheilk 92:207-211.
90. WIRZ J, SCHMIDLI F 1987. Individuelle Abformlöffel. Schweiz Monatsschr Zahnmed 97:1417-1422.
91. WIRZ J, SCHMIDLI F 1989. Haftverbund zwischen Elastomeren und Abformlöffeln. Quintessenz 40, 1:131-138.
92. WIRZ J, SCHMIDLI F 1989. Moderne Elastomere – Wichtige physikalische Eigenschaften. Quintessenz 5:959-967/1151-1156.

93. WIRZ J, JÄGER K, SCHMIDLI F, Hrsg.1993. Abformung in der zahnärztlichen Praxis. Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag.
94. WIRZ J, NAEF V 1998. Moderne Elastomere in neuen Darreichungsformen und Verarbeitungssystemen - Eine vergleichende Materialprüfung (I). Quintessenz 49, 4:404-409.
95. WIRZ J, NAEF V 1998. Moderne Elastomere in neuen Darreichungsformen und Verarbeitungssystemen - Eine vergleichende Materialprüfung (II). Quintessenz 49, 5: 513-520.
96. WÖSTMANN B 1999, Abformmaterial: Gestern – Heute – Morgen. ZA, Wirt Praxis 9:129-136.
97. WÖSTMANN B, KONIARIS A, FERGER P 1999, Der Einfluß von Feuchtigkeit auf die Abformgenauigkeit in einem Sulkus-Fluid-Modell. Dtsch Zahnärztl Z 54:631-633.
98. WÖSTMANN B, SYMEONIDIS A, FERGER P 1999. Abformgenauigkeit und Lagerstabilität moderner C-Silikone. Dtsch Zahnärztl Z 54:634-636.
99. WÖSTMANN B, NAVE T, FERGER P 2000. Bestimmung der Verarbeitungs- und Abbindezeit elastomerer Massen mit Hilfe eines Oszillations-Rheometers. Dtsch Zahnärztl Z 55:774-776.
100. YEH CL, POWERS JM, CRAIG RG 1980. Properties of addition type silicone impression materials. J Am Dent Ass 101:482-484.

9 Tabellenanhang

Rheologische Untersuchungen

Tab. 4: Ergebnisse der rheologischen Untersuchungen *schwer fließender* Abformmaterialien.
Zeitpunkt t in [s] an dem die Schubspannung τ in [Pa] erhöht wurde.

	t [s]	Schubspannung τ in [Pa]	Messpunkte
P2 Heavy	43,0	10	5
	83,0	100	6
	130,0	1000	70
	639,0	6366	4
Impregum Penta H	47,0	10	2
	66,7	100	10
	140,7	1000	23
	327,6	6366	27
Hydro C Putty	50,6	10	2
	70,6	100	2
	89,9	1000	12
	202,6	6366	60

Tab. 5: Ergebnisse der rheologischen Untersuchungen *mittel fließender* Abformmaterialien.
Zeitpunkt t in [s] an dem die Schubspannung τ in [Pa] erhöht wurde.

	t [s]	Schubspannung τ in [Pa]	Messpunkte
Impregum Penta Soft	46,0	10	2
	65,9	100	11
	146,9	1000	22
	326,8	6366	27
P2 Monophase	41,2	10	2
	60,1	100	6
	107,2	1000	62
	560,9	6366	7
Position Penta	39,9	10	2
	58,8	100	6
	105,8	1000	30
	341,8	6366	1
Position Penta Quick	51,1	10	2
	71,0	100	2
	90,0	1000	32
	339,0	6366	1

Tab. 6: Ergebnisse der rheologischen Untersuchungen *dünn fließender* Abformmaterialien. Zeitpunkt t in [s] an dem die Schubspannung τ in [Pa] erhöht wurde.

	t [s]	Schubspannung τ in [Pa]	Messpunkte
Impregum Garant L	48,9	10	12
	136,9	100	8
	196,8	1000	63
	657,6	6366	22
Impregum Penta L	42,4	10	10
	116,2	100	7
	169,2	1000	21
	342,8	6366	42
P2 Light	47,1	10	8
	108,1	100	37
	367,4	1000	36
	644,1	2065	1
Hydro C wash	45,1	10	6
	92,1	100	15
	200,1	1000	60
	640,9	6366	1

Kontaktwinkelmessung

Tab. 7: Kontaktwinkel in (°) von frisch zubereiteten *mittel fließenden* Abformmaterialien in Abhängigkeit von der Zeit nach Applikation eines definierten Tropfens destillierten Wassers.

	Impregum Penta Soft		P2 Monophase		Position Penta		Position Penta Quick	
t in [min]	x	s	x	s	x	s	x	s
0,5	45,3	2,1	-	-	69,6	7,7	69,7	3,8
1	42,7	0,6	57,5	0,7	68,2	7,8	68,3	4,5
2	40,0	2,6	56,0	1,0	65,2	9,1	66,0	4,6
3	36,3	3,1	53,7	3,1	63,4	9,0	62,7	3,8
4	32,3	3,8	50,7	5,5	60,2	11,2	61,0	5,2
5	30,0	2,6	48,3	4,2	58,0	11,8	59,0	3,5
6	26,3	3,1	45,0	2,6	54,0	11,4	54,3	3,2
7	23,7	3,2	40,3	4,0	50,8	13,0	51,0	4,4
8	20,3	3,8	36,7	2,9	47,0	12,8	49,0	3,6
9	18,0	4,6	33,7	3,1	44,8	13,5	46,7	3,8
10	19,3	9,5	29,0	3,6	43,0	12,4	44,3	3,2

Tab. 8: Ergebnisse des T-Testes für die Kontaktwinkelmessung von mittel fließenden Abformmaterialien zum Zeitpunkt t in [min] nach Tropfenapplikation. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

Messzeitpunkt t in [min]	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Position Penta + Position Penta Quick	0,99	0,98	0,89	1,00	0,91	0,89	0,96	0,98	0,81	0,83	0,86
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,03
Position Penta + P2 Monophase		0,13	0,14	0,13	0,23	0,23	0,24	0,24	0,23	0,22	0,11
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,00	0,02
Position Penta Quick + P2 Monophase		0,11	0,06	0,13	0,20	0,09	0,10	0,13	0,05	0,05	0,06
Impregum Penta Soft + P2 Monophase		0,04	0,02	0,04	0,08	0,04	0,03	0,06	0,05	0,06	0,33

Tab. 9: Kontaktwinkel in (°) **nach 24h Lagerung** der Probekörper in Abhängigkeit von der Zeit ab Aufbringen des Wassertropfens.

	Impregum Penta Soft		P2 Monophase		Position Penta		Position Penta Quick	
t in [min]	x	s	x	s	x	s	x	s
0,5	42,7	0,6	53,0	1,2	47,2		53,3	3,2
1	42,0	0,0	50,0	1,8	42,8	0,4	50,5	4,0
2	42,0	0,0	46,3	2,8	40,2	2,8	45,3	1,5
3	39,3	1,5	45,0	3,6	38,6	2,5	43,3	0,5
4	38,0	0,0	43,0	2,6	34,6	3,8	42,3	1,0
5	36,7	0,6	41,3	3,0	33,4	4,5	40,8	2,1
6	34,3	1,2	38,0	2,4	32,0	5,4	39,5	2,4
7	32,7	1,5	33,3	1,3	30,8	4,1	39,3	2,6
8	29,7	1,5	31,8	1,7	30,2	3,3	38,0	3,4
9	29,0	1,0	27,3	2,2	30,2	4,0	37,0	3,9
10	27,7	0,6	23,8	1,5	30,20	4,02	35,8	4,3

Tab. 10: Ergebnisse des T-Testes für Kontaktwinkelmessung mittel fließender Abformmaterialien nach 24 h Lagerung der Probekörper in Abhängigkeit von der Zeit ab Aufbringen des Wassertropfens. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

Messzeitpunkt t in [min]	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Position Penta + Position Penta Quick	-	0,11	0,16	0,05	0,11	0,04	0,07	0,02	0,01	0,04	0,09
Position Penta + Impregum Penta Soft	-	0,00	0,65	0,61	0,80	0,47	0,78	0,80	0,60	0,64	0,33
Position Penta + P2 Monophase	-	0,01	0,11	0,05	0,09	0,04	0,16	0,58	0,62	0,23	0,02
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,00	0,02	0,01	0,00	0,00	0,02	0,02	0,01	0,01	0,02	0,03
Position Penta Quick + P2 Monophase	-	0,84	0,31	0,45	0,52	0,81	0,48	0,02	0,02	0,03	0,01
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	-	0,00	0,05	0,05	0,02	0,05	0,06	0,60	0,16	0,27	0,01

Tab. 11: Kontaktwinkel in (°) von frisch zubereiteten *dünn fließenden* Abformmaterialien in Abhängigkeit von der Zeit nach Applikation eines definierten Tropfens destillierten Wassers.

	Impregum Garant L		Impregum Penta L		P2 Light		Hydro C wash	
t in [min]	x	s	x	s	x	s	x	s
0,5	23,7	2,1	42,3	1,5	42,0	1,0	74,0	3,5
1	22,3	2,1	40,7	1,5	39,3	2,5	72,0	4,0
2	19,7	2,9	37,0	1,0	36,3	4,2	72,3	4,5
3	18,7	3,8	34,0	1,0	34,3	3,5	71,3	4,0
4	18,3	3,2	30,3	1,5	33,3	2,5	67,7	4,2
5	16,7	2,1	26,7	2,1	32,0	1,7	65,0	4,4
6	17,0	1,7	24,7	1,2	30,3	2,5	62,3	4,5
7	17,0	1,7	22,7	0,6	27,3	1,5	59,3	5,1
8	17,0	-	22,0	1,0	25,0	2,6	56,7	6,4
9	17,0	-	21,0	0,0	24,0	2,0	54,0	8,7
10	17,0	-	19,3	0,6	22,7	2,1	50,7	7,4

Tab. 12: Ergebnisse des T-Testes für Kontaktwinkelmessung dünn fließender Abformmaterialien zum Zeitpunkt t in [min] nach Tropfenapplikation.

Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

Messzeitpunkt t in [min]	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,00	0,01	0,01	0,02	0,04	0,05	0,03	0,02	-	-	-
Impregum Garant L + P2 Light	0,01	0,01	0,05	0,06	0,04	0,02	0,03	0,03	-	-	-
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	-	-	-
Impregum Penta L + P2 Light	0,84	0,63	0,84	0,87	0,04	0,03	0,02	0,03	0,23	0,12	0,13
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,02
P2 Light + Hydro C wash	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	0,00	0,01	0,01	0,02	0,01

Tab. 13: Kontaktwinkel in (°) **nach 24h Lagerung** der Probekörper in Abhängigkeit von der Zeit ab Aufbringen des Wassertropfens.

t in [min]	Impregum Garant L		Impregum Penta L		P2 Light		Hydro C wash	
	x	s	x	s	x	s	x	s
0,5	42,8	0,5	39,3	2,3	42,7	0,6	90,0	5,3
1	41,8	1,5	38,3	0,6	42,3	0,6	88,3	4,5
2	40,5	2,1	37,7	0,6	42,3	0,6	85,3	1,2
3	39,3	1,7	36,3	0,6	42,3	0,6	85,3	1,2
4	36,5	1,9	35,7	1,2	42,3	0,6	84,7	2,3
5	34,8	2,5	35,0	1,0	42,3	0,6	84,3	2,1
6	33,0	2,2	33,7	1,2	42,3	0,6	83,7	1,5
7	30,3	2,1	31,0	2,0	42,3	0,6	81,3	3,1
8	28,5	2,5	28,0	1,7	41,7	1,5	81,0	2,6
9	25,5	2,5	27,0	2,6	41,0	1,7	79,0	3,6
10	23,8	1,5	25,3	4,0	38,0	1,0	78,3	2,5

Tab. 14: Ergebnisse des T-Testes für Kontaktwinkelmessung dünn fließender Abformmaterialien nach 24 h Lagerung der Probekörper in Abhängigkeit von der Zeit ab Aufbringen des Wassertropfens. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

Messzeitpunkt t in [min]	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,03	0,01	0,07	0,04	0,54	0,88	0,65	0,65	0,78	0,48	0,49
Impregum Garant L + P2 Light	0,85	0,56	0,21	0,03	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Impregum Penta L + P2 Light	0,11	0,02	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02	0,02	0,03	0,03
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
P2 Light + Hydro C wash	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Abformschärfe

Tab. 15: Ergebnisse des T-Testes für die Abformschärfe bei *mittel fließenden* Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Rille	µm in %
Position Penta + Position Penta Quick	I	0,37
	II	0,46
	III	0,35
	IV	0,44
Position Penta + Impregum Penta Soft	I	0,47
	II	0,70
	III	0,08
	IV	0,01
Position Penta + P2 Monophase	I	0,20
	II	0,37
	III	0,33
	IV	0,50
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	I	0,28
	II	0,05
	III	0,22
	IV	0,07
Position Penta Quick + P2 Monophase	I	0,62
	II	0,01
	III	0,05
	IV	0,43
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	I	0,22
	II	0,34
	III	0,00
	IV	0,80

Tab. 16: Ergebnis des T-Testes für die Abformschärfe bei *dünn fließenden* Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Rille	µm in %
Impregum Garant L + Impregum Penta L	I	0,13
	II	0,17
	III	0,65
	IV	0,63
Impregum Garant L + P2 Light	I	0,19
	II	0,04
	III	0,34
	IV	0,35
Impregum Garant L + Hydro C wash	I	0,06
	II	0,00
	III	0,27
	IV	0,71
Impregum Penta L + P2 Light	I	0,69
	II	0,39
	III	0,55
	IV	0,06
Impregum Penta L + Hydro C wash	I	0,22
	II	0,03
	III	0,29
	IV	0,84
P2 Light + Hydro C wash	I	0,01
	II	0,08
	III	0,29
	IV	0,20

Zugversuch

Tab. 17: Ergebnisse des T-Testes für die Reißfestigkeit in $[N/cm^2]$ bei *schwer fließenden* Abformmassen nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Impregum Penta H + P2 Heavy	0,00	0,00	0,00
Impregum Penta H + Hydro C Putty	0,00	0,38	0,12
P2 Heavy + Hydro C Putty	0,00	0,00	0,00

Tab. 18: Ergebnisse des T-Testes für die Reißfestigkeit in $[N/cm^2]$ bei *mittel fließenden* Abformmaterialien nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Position Penta + Position Penta Quick	0,00	0,00	0,00
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,67	0,00	0,02
Position Penta + P2 Monophase	0,00	0,00	0,00
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,15	0,00	0,00
Position Penta Quick + P2 Monophase	0,00	0,00	0,00
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	0,04	0,00	0,00

Tab. 19: Ergebnisse des T-Testes für die Reißfestigkeit in $[N/cm^2]$ bei *dünn fließenden* Abformmassen nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,01	0,02	0,00
Impregum Garant L + P2 Light	0,06	0,00	0,11
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,01	0,86	0,07
Impregum Penta L + P2 Light	0,12	0,03	0,00
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,70	0,07	0,05
P2 Light + Hydro C wash	0,04	0,06	0,02

Tab. 20: Ergebnisse des T-Testes für die Reißdehnung in $[mm]$ bei *schwer fließenden* Abformmassen nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Impregum Penta H + P2 Heavy	0,00	0,00	0,00
Impregum Penta H + Hydro C Putty	0,00	0,00	0,00
P2 Heavy + Hydro C Putty	0,00	0,00	0,00

Tab. 21: Ergebnisse des T-Testes für die Reißdehnung in $[mm]$ bei *mittel fließenden* Abformmassen nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Position Penta + Position Penta Quick	0,26	0,13	0,02
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,02	0,27	0,01
Position Penta + P2 Monophase	0,00	0,00	0,03
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,00	0,04	0,09
Position Penta Quick + P2 Monophase	0,00	0,00	0,00
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	0,52	0,00	0,00

Tab. 22: Ergebnisse des T-Testes für die Reißdehnung in [mm] bei *dünn fließenden* Abformmassen nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,02	0,06	0,00
Impregum Garant L + P2 Light	0,24	0,61	0,05
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,02	0,17	0,15
Impregum Penta L + P2 Light	0,09	0,07	0,00
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,80	0,03	0,01
P2 Light + Hydro C wash	0,05	0,40	0,89

Tab. 23: **Spannungswert** *schwer fließender* Abformmaterialien zur Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper.

	Impregum Penta H		P2 Heavy		Hydro C Putty	
	x	s	x	s	x	s
Abbindezeit	0,7	0,2	1,1	0,2	4,3	0,4
60	1,5	0,1	2,5	0,1	5,3	0,2
1440	1,2	0,0	3,6	0,1	5,7	0,4

Tab. 24: Ergebnisse des T-Testes für den Spannungswert *schwer fließender* Abformmaterialien. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Impregum Penta H + P2 Heavy	0,01	0,00	0,00
Impregum Penta H + Hydro C Putty	0,00	0,00	0,00
P2 Heavy + Hydro C Putty	0,00	0,00	0,00

Tab. 25: **Spannungswert** *mittel fließender* Abformmaterialien nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper.

	Impregum Penta Soft		P2 Monophase		Position Penta		Position Penta Quick	
	x	s	x	s	x	s	x	s
Abbindezeit	0,7	0,1	0,7	0,1	1,2	0,1	1,1	0,1
60	1,3	0,1	1,7	0,1	1,3	0,2	1,2	0,1
1440	1,6	0,1	2,7	0,0	1,9	0,1	1,6	0,2

Tab. 26: Ergebnisse des T-Testes für den Spannungswert *mittel fließender* Abformmaterialien nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Position Penta + Position Penta Quick	0,03	0,35	0,03
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,01	0,70	0,01
Position Penta + P2 Monophase	0,01	0,00	0,00
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,01	0,05	0,85
Position Penta Quick + P2 Monophase	0,01	0,00	0,00
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	1,00	0,04	0,00

Tab. 27: **Spannungswert** *dünn fließender* Abformmaterialien nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper.

	Impregum Garant L		Impregum Penta L		P2 Light		Hydro C wash	
	x	s	x	s	x	s	x	s
Abbindezeit	0,6	0,1	0,7	0,1	0,5	0,1	0,4	0,1
60	1,8	0,1	1,7	0,1	0,8	0,1	1,3	0,1
1440	1,9	0,1	1,6	0,1	1,2	0,1	1,5	0,1

Tab. 28: Ergebnisse des T-Testes für den Spannungswert *dünn fließender* Abformmaterialien nach deren Abbindezeit, nach 60 min und nach 24 h Lagerung der Probekörper. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	60	1440
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,15	0,08	0,00
Impregum Garant L + P2 Light	0,02	0,00	0,00
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,03	0,00	0,00
Impregum Penta L + P2 Light	0,00	0,00	0,01
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,01	0,00	0,28
P2 Light + Hydro C wash	0,33	0,00	0,01

Verbundfestigkeit

Tab. 29: Reißfestigkeit in [N/cm²] bei handelsüblichen Kombinationen *schwer und dünn fließender* Massen.

	10 min		60 min		24 h	
	x	s	x	s	x	s
Impregum Penta Soft + Impregum Garant L	57,9	9,4	124,7	25,8	113,7	17,2
Impregum Penta Soft + Impregum Penta L	73,7	21,0	161,4	14,9	185,0	1,9
Impregum Penta H + Impregum Penta L	104,0	24,1	121,8	27,3	143,4	5,5
Impregum Penta H + Impregum Garant L	51,6	16,4	119,0	22,1	115,0	14,2
P2 Heavy + P2Light	17,0	7,7	32,7	1,7	53,5	22,8
P2 Monophase + P2 Light	23,2	12,3	74,7	6,5	45,4	16,3
Hydro C putty + Hydro C wash	72,0	19,3	122,0	13,8	129,0	34,4

Tab. 30: Ergebnisse des T-Testes für Reißfestigkeit in [N/cm²] bei handelsüblichen Kombinationen schwer und dünn fließender Massen verglichen mit den Einzelmessungen des Zugversuches. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

Materialkombination	Referenzmaterial	Abbindezeit	60 min	24 h
Impregum Penta Soft + Impregum Garant L	Impregum Penta Soft	0,89	0,39	0,02
	Impregum Garant L	0,10	0,43	0,30
Impregum Penta Soft + Impregum Penta L	Impregum Penta Soft	0,61	0,72	0,00
	Impregum Penta L	0,36	0,92	0,24
Impregum Penta H + Impregum Penta L	Impregum Penta H	0,33	0,10	0,01
	Impregum Penta L	0,45	0,09	0,00
Impregum Penta H + Impregum Garant L	Impregum Penta H	0,00	0,04	0,00
	Impregum Garant L	0,75	0,61	0,34
P2 Heavy + P2Light	P2 Heavy	0,00	0,00	0,00
	P2 light	0,00	0,00	0,00
P2 Monophase + P2 Light	P2 Monophase	0,00	0,00	0,00
	P2 light	0,00	0,20	0,02
Hydro C putty + Hydro C wash	Hydro C putty	0,59	0,01	0,00
	Hydro C wash	0,06	0,34	0,40

Haftung am Abformmassträger

Tab. 31: Reißfestigkeit in [N/cm²] und Reißdehnung in [%] bei *schwer fließenden* Abformmaterialien auf Metall- und Kunststoffträgern nach Verwendung produktspezifischer Adhäsive bei unterschiedlichen Trocknungszeiten.

	Reißdehnung		Reißfestigkeit	
	x	s	x	s
P2 Heavy, Metall, 120s Trocknung	35,0	32,98	22,8	15,15
P2 Heavy, Kunststoff, 120s Trocknung	15,1	5,06	9,6	7,80
Impregum Penta H, Metall, 15min Trocknung	32,6	8,95	8,9	0,96
Impregum Penta H, Metall, 60s Trocknung	29,3	8,02	7,1	1,62
Impregum Penta H, Kunststoff, 15min Trocknung	29,4	2,76	4,7	2,76
Impregum Penta H, Kunststoff, 60s Trocknung	17,0	3,74	4,4	0,88
Hydro C Putty, Metall, 3min Trocknung	15,4	7,28	7,1	4,19
Hydro C Putty, Kunststoff, 3min Trocknung	4,7	1,81	2,1	0,85

Tab. 32: Ergebnisse des T-Testes für die Reißdehnung in [%] und Reißfestigkeit in [N/cm²] bei *schwer fließenden* Abformmassen auf Metall- und Kunststoffträgern nach Verwendung produktspezifischer Adhäsive bei unterschiedlichen Trocknungszeiten.

Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

Material	x Reißdehnung in [%]	x Reißfestigkeit in [N/cm ²]
1+2	0,19	0,13
1+3	0,89	0,16
1+5	0,73	0,07
1+7	0,29	0,09
2+4	0,00	0,47
2+6	0,03	0,49
2+8	0,08	0,20
3+4	0,72	0,02
5+6	0,05	0,05
7+8	0,05	0,07
6+8	0,00	0,00
4+6	0,02	0,68
3 + 5	0,58	0,09

Legende

- 1 P2 Heavy, Metall, 120s Trocknung
- 2 P2 Heavy, Kunststoff, 120s Trocknung
- 3 Impregum Penta H, Metall, 15min Trocknung
- 4 Impregum Penta H, Kunststoff, 15min Trocknung
- 5 Impregum Penta H, Metall, 60s Trocknung
- 6 Impregum Penta H, Kunststoff, 60s Trocknung
- 7 Hydro C Putty, Metall, 3min Trocknung
- 8 Hydro C Putty, Kunststoff, 3min Trocknung

Tab. 33: Reißfestigkeit [N/cm²], Reißdehnung [%] bei *mittel fließenden* Abformmassen auf Metall- und Kunststoffträgern, nach Verwendung produktspezifischer Adhäsive und Trocknungszeiten, sowie der mit Vlies belegte Einmallöffel für Position Penta/Quick.

	Reißdehnung		Reißfestigkeit	
	x	s	x	s
Position Penta + Metall + 15 min Trocknung	28,8	4,6	2,3	0,3
Position Penta + Metall + 5 min Trocknung	16,6	2,9	1,7	0,4
Position Penta + Kunststoff + 15 min Trocknung	21,7	3,5	3,0	0,6
Position Penta + Kunststoff + 5 min Trocknung	37,0	1,2	2,6	0,3
Position Penta und Vlies	111,0	1,2	12,1	0,8
Position Penta Quick + Metall + 15 min Trocknung	29,6	3,0	2,4	0,1
Position Penta Quick + Metall + 5 min Trocknung	16,4	6,0	2,1	0,2
Position Penta Quick + Kunststoff + 15 min Trocknung	22,3	5,1	2,4	0,5
Position Penta Quick + Kunststoff + 5 min Trocknung	20,4	9,7	2,5	1,3
Position Penta Quick und Vlies	123,8	14,0	10,1	0,8
P2 Monophase + Metall + 120 s Trocknung	27,5	24,0	13,7	6,6
P2 Monophase + Kunststoff + 120 s Trocknung	9,1	2,0	3,8	3,0
Impregum Penta Soft + Metall + 15 min Trocknung	28,2	3,7	9,4	1,1
Impregum Penta Soft + Metall + 60 s Trocknung	33,9	18,3	10,0	3,8
Impregum Penta Soft + Kunststoff + 15 min Trocknung	26,7	14,0	9,2	4,0
Impregum Penta Soft + Kunststoff + 60 s Trocknung	39,3	16,2	9,8	2,0

Tab. 34: Ergebnisse des T-Testes für die Reißdehnung[%], Reißfestigkeit[N/cm²] bei mittel fließenden Massen nach spezifischen Trocknungszeiten des Adhäsivs und verschiedenen Löffelmaterialien. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

Material- vergleich	Reiß- dehnung	Reißfestig- keit
1 + 2	0,02	0,06
1 + 4	0,77	0,30
1 + 3	0,01	0,08
3 + 4	0,03	0,06
2 + 5	0,00	0,00
3 + 5	0,00	0,00
4 + 5	0,00	0,00
2 + 4	0,09	0,14
1 + 6	0,72	0,88
1 + 8	0,08	0,76
6 + 10	0,00	0,00
7 + 10	0,00	0,00
8 + 10	0,00	0,00
9 + 10	0,00	0,00
6 + 8	0,02	0,78
7 + 9	0,49	0,40
8 + 9	0,74	0,87
11 + 12	0,14	0,03
6 + 11	0,84	0,00
8 + 11	0,68	0,01
8 + 12	0,00	0,41
9 + 12	0,06	0,48
11 + 13	0,94	0,23
12 + 15	0,04	0,12
12 + 16	0,01	0,03
13 + 14	0,79	0,88
15 + 16	0,07	0,93
1 + 11	0,91	0,02
1 + 13	0,82	0,00
2 + 12	0,00	0,15
2 + 8	0,85	0,15
6 + 11	0,85	0,02
6 + 13	0,45	0,00
8 + 12	0,00	0,41
8 + 15	0,57	0,01
13 + 14	0,52	0,75
15 + 16	0,07	0,72
14 + 16	0,65	0,93
13 + 15	0,79	0,88
11 + 14	0,68	0,35
10 + 11	0,00	0,40
10 + 12	0,00	0,01
10 + 13	0,00	0,38
10 + 14	0,00	0,96
10 + 15	0,00	0,72
10 + 16	0,00	0,82
5 + 11	0,00	0,69
5 + 12	0,00	0,00
5 + 13	0,00	0,01
5 + 14	0,00	0,41
5 + 15	0,00	0,27
5 + 16	0,00	0,12

Legende

- 1 Position Penta, Metall, 15min Trocknung
- 2 Position Penta, Kunststoff, 15 min Trocknung
- 3 Position Penta, Metall, 5 min Trocknung
- 4 Position Penta, Kunststoff, 5 min Trocknung
- 5 Position Penta und Vlies
- 6 Position Penta Quick, Metall, 15 min Trocknung
- 7 Position Penta Quick, Metall, 5 min Trocknung
- 8 Position Penta Quick, Kunststoff, 15min Trocknung
- 9 Position Penta Quick, Kunststoff, 5 min Trocknung
- 10 Position Penta Quick und Vlies
- 11 P2 Monophase, Metall, 120s Trocknung
- 12 P2 Monophase, Kunststoff, 120s Trocknung
- 13 Impregum Penta Soft, Metall, 15min Trocknung
- 14 Impregum Penta Soft, Metall, 60 s Trocknung
- 15 Impregum Penta Soft, Kunststoff, 15min Trocknung
- 16 Impregum Penta Soft, Kunststoff, 60s Trocknung

Torsionsversuch

Tab. 35: Ergebnisse des T-Testes für den Torsionsversuch, FÄR in [% lin], bei *schwer fließenden* Abformmaterialien. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Abbindezeit	10min
Impregum Penta H + P2 Heavy	0,37	0,01
Impregum Penta H + Hydro C Putty	0,01	0,04
P2 Heavy + Hydro C Putty	0,03	0,42

Tab. 36: Ergebnisse des T-Testes für den Torsionsversuch, FÄR in [% lin], bei *mittel fließenden* Abformmaterialien. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Abbindezeit	10min
Position Penta + Position Penta Quick	0,23	0,23
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,67	0,42
Position Penta + P2 Monophase	0,01	0,42
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,63	0,06
Position Penta Quick + P2 Monophase	0,03	0,20
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	0,05	0,25

Tab. 37: Ergebnisse des T-Testes für den Torsionsversuch, FÄR in [% lin], bei *dünn fließenden* Abformmaterialien. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Abbindezeit	10min
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,01	0,67
Impregum Garant L + P2 Light	0,32	0,01
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,12	0,18
Impregum Penta L + P2 Light	0,10	0,07
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,23	0,23
P2 Light + Hydro C wash	0,09	0,06

Hysterese

Tab. 38: Ergebnisse des T-Testes für den FÄR [%] *schwer fließender* Massen nach der Abbindezeit und nach 24h. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Abbindezeit	24h
Impregum Penta H + P2 Heavy	0,08	0,09
Impregum Penta H + Hydro C Putty	0,13	0,05
P2 Heavy + Hydro C Putty	0,66	0,53

Tab. 39: Ergebnisse des T-Testes für den FÄR [%] *mittel fließender* Massen nach der Abbindezeit und nach 24h. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Abbindezeit	24h
Position Penta + Position Penta Quick	0,07	0,46
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,00	0,91
Position Penta + P2 Monophase	0,00	0,08
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,00	0,71
Position Penta Quick + P2 Monophase	0,05	0,02
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	0,94	0,52

Tab. 40: Ergebnisse des T-Testes für den FÄR [%] *dünn fließender* Massen nach der Abbindezeit und nach 24h. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck markiert.

	Abbindezeit	24h
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,09	0,39
Impregum Garant L + P2 Light	0,05	0,01
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,10	0,01
Impregum Penta L + P2 Light	0,02	0,08
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,05	0,01
P2 Light + Hydro C wash	0,07	0,01

Shore-A-Härte

Tab. 41: Ergebnisse des T-Testes für die Shore-A-Härte *schwer fließender* Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbinde-zeit	7,5	10	15	30	60	1440
Impregum Penta H + P2 Heavy	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00
Impregum Penta H + Hydro C Putty	0,03	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
P2 Heavy + Hydro C Putty	0,18	0,01	0,00	0,00	0,01	0,06	0,38

Tab. 42: Ergebnisse des T-Testes für die Shore-A-Härte *mittel fließender* Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbinde-Zeit	5	7,5	10	15	30	60	1440
Position Penta + Position Penta Quick	0,58	1,00	1,00	0,87	0,19	0,21	0,37	0,67
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,01	-	0,00	0,01	0,04	0,05	0,01	0,01
Position Penta+ P2 Monophase	0,03	-	0,01	0,58	0,06	0,01	0,02	0,00
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,01	-	0,01	0,06	0,13	0,02	0,01	0,03
Position Penta Quick + P2 Monophase	0,02	-	0,04	0,63	0,04	0,00	0,00	0,00
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	0,01	-	0,00	0,08	0,13	0,00	0,00	0,00

Tab. 43: Ergebnisse des T-Testes für die Shore-A-Härte *dünn fließender* Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbinde-zeit	7,5	10	15	30	60	1440
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,04	0,42	0,06	0,04	0,42	0,01	0,42
Impregum Garant L + P2 Light	0,00	0,00	0,02	0,04	0,00	0,00	0,00
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,00	0,30	0,14	1,00	0,14	0,03	0,01
Impregum Penta L + P2 Light	0,01	0,01	0,02	0,02	0,00	0,00	0,00
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,00	0,37	0,19	0,10	0,18	0,02	0,02
P2 Light + Hydro C wash	0,04	0,19	0,01	0,03	0,07	0,01	0,01

Dimensionsverhalten

Tab. 44: Lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] und durchschnittliche Masse der Prüfkörper *schwer fließender* Abformmaterialien.

	Impregum Penta H			P2 Heavy			Hydro C Putty		
	x	s	Masse[g]	x	s	Masse[g]	x	s	Masse[g]
Abbindezeit	-0,4	0,1	3,545	-0,3	0,0	5,510	-0,3	0,1	4,703
15min	-0,4	0,1	3,545	-0,3	0,0	5,507	-0,4	0,1	4,701
30min	-0,5	0,1	3,543	-0,3	0,1	5,505	-0,5	0,2	4,700
60min	-0,5	0,1	3,543	-0,3	0,1	5,503	-0,4	0,3	4,698
1440min	-0,7	0,1	3,535	-0,6	0,1	5,482	-0,6	0,0	4,682

Tab. 45: Ergebnisse des T-Testes für die lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] schwer fließender Abformmaterialien.

Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	15 min	30 min	60 min	1440 min
Impregum Penta H + P2 Heavy	0,31	0,02	0,37	0,02	0,52
Impregum Penta H + Hydro C Putty	0,72	0,64	0,83	0,39	-
P2 Heavy + Hydro C Putty	0,61	0,08	0,12	0,39	-

Tab. 46: Lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] und durchschnittliche Masse der Prüfkörper *mittel fließender* Abformmaterialien.

	Impregum Penta Soft			P2 Monophase			Position Penta			Position Penta Quick		
	x	s	Masse in [g]	x	s	Masse in [g]	x	s	Masse in [g]	x	s	Masse in [g]
Abbindezeit	-0,1	0,0	3,542	-0,3	0,2	5,272	0,0	0,1	5,345	-0,2	0,1	5,036
15 min	-0,3	0,0	3,543	-0,4	0,1	5,269	-0,1	0,1	5,346	-0,2	0,1	5,036
30 min	-0,2	0,1	3,543	-0,4	0,3	5,269	-0,1	0,0	5,346	-0,3	0,1	5,035
60 min	-0,3	0,0	3,543	-0,3	0,2	5,268	-0,1	0,0	5,346	-0,2	0,1	5,036
1440 min	-0,4	0,1	3,535	-0,6	0,1	5,245	-0,3	0,0	5,346	-0,3	0,2	5,037

Tab. 47: Ergebnisse des T-Testes für die lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] mittel fließender Abformmaterialien.

Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	15 min	30 min	60 min	1440 min
Position Penta + Position Penta Quick	0,01	0,33	0,01	0,18	0,60
Position Penta + Impregum Penta Soft	0,13	0,01	0,04	0,00	0,03
Position Penta + P2 Monophase	0,04	0,04	0,15	0,06	0,01
Position Penta Quick + Impregum Penta Soft	0,19	0,20	0,75	0,08	0,54
Position Penta Quick + P2 Monophase	0,53	0,14	0,41	0,40	0,02
Impregum Penta Soft + P2 Monophase	0,18	0,11	0,44	0,85	0,10

Tab. 48: Lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] und durchschnittliche Masse der Prüfkörper *dünn fließender* Abformmaterialien.

	Impregum Garant L			Impregum Penta L			P2 Light			Hydro C wash		
	x	s	Masse in [g]	x	s	Masse in [g]	x	s	Masse in [g]	x	s	Masse in [g]
Abbindezeit	-0,3	0,0	3,600	-0,2	0,2	3,696	-0,6	0,2	4,694	-0,5	0,1	3,241
15 min	-0,4	0,1	3,600	-0,3	0,2	3,693	-0,6	0,1	4,694	-0,6	0,1	3,234
30 min	-0,4	0,1	3,600	-0,4	0,2	3,695	-0,6	0,1	4,695	-0,6	0,1	3,229
60 min	-0,4	0,1	3,597	-0,4	0,1	3,692	-0,5	0,0	4,692	-0,8	0,0	3,225
1440 min	-0,6	0,1	3,597	-0,5	0,1	3,688	-0,9	0,0	4,660	-0,9	0,1	3,199

Tab. 49: Ergebnisse des T-Testes für die lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] dünn fließender Abformmaterialien.

Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Abbindezeit	15 min	30 min	60 min	1440 min
Impregum Garant L + Impregum Penta L	0,20	0,04	0,56	0,27	0,39
Impregum Garant L + P2 Light	0,15	0,19	0,08	0,06	0,01
Impregum Garant L + Hydro C wash	0,06	0,05	0,01	0,00	0,00
Impregum Penta L + P2 Light	0,10	0,09	0,20	0,79	0,01
Impregum Penta L + Hydro C wash	0,01	0,04	0,03	0,01	0,01
P2 Light + Hydro C wash	0,55	0,37	0,33	0,00	0,25

Einfluss der Desinfektion

Tab. 50: Lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] und Massen nach unterschiedlichen Desinfektionszeiten t in [min] von *schwer fließenden* Abformmaterialien in den Desinfektionslösungen Impresept- und DÜRR-Bad.

	t in [min]	x	s	Masse [g]
Impregum Penta H Soft im Impresept Bad	10min Abbindezeit des Probekörpers	-0,20	0,1	3,429
	nach 10 min Lagerung	-0,34	0,1	3,436
	nach 60 min Lagerung	-0,32	0,1	3,415
	nach 1140 min Lagerung	0,33	0,2	3,530
Impregum Penta H Soft im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,40	0,1	3,445
	nach 5 min Lagerung	-0,44	0,1	3,450
	nach 60 min Lagerung	-0,39	0,1	3,469
	nach 1140 min Lagerung	0,24	0,1	3,525
P2 Heavy im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,46	0,2	5,138
	nach 10 min Lagerung	-0,43	0,1	5,142
	nach 60 min Lagerung	-0,45	0,1	5,145
	nach 1140 min Lagerung	-0,69	0,1	5,146
P2 Heavy im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,19	0,0	5,417
	nach 5 min Lagerung	-0,24	0,1	5,417
	nach 60 min Lagerung	-0,25	0,0	5,418
	nach 1140 min Lagerung	-0,24	0,0	5,430
Hydro C Putty im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,39	0,1	4,820
	nach 10 min Lagerung	-0,39	0,1	4,820
	nach 60 min Lagerung	-0,31	0,1	4,820
	nach 1140 min Lagerung	-0,50	0,2	4,875
Hydro C Putty im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,17	-	4,716
	nach 5 min Lagerung	-0,30	-	4,720
	nach 60 min Lagerung	-0,28	-	4,727
	nach 1140 min Lagerung	-0,32	-	4,824

Tab. 51: Ergebnisse des T-Testes für den Einfluss der Desinfektionslösungen Impresept und DÜRR- Bad auf die lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] nach unterschiedlichen Desinfektionszeiten von schwer fließenden Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	10min Abbindezeit des Prüfkörpers	5min DÜRR-Bad und 10min Impresept	nach 60 min Lagerung	nach 24h Lagerung
Impregum Penta H Soft im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,13	0,32	0,53	0,40
P2 Heavy im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,08	0,04	0,06	0,01
Hydro C Putty im Impresept Bad + DÜRR Bad	-	-	-	-

Tab. 52: Lineare Dimensionsänderung ΔL [%lin] und Massen nach unterschiedlichen Desinfektionszeiten t in [min] von *mittel fließenden* Abformmassen.

	t in [min]	x	s	Masse [g]
Impregum Penta Soft im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,25	0,1	3,537
	nach 10 min Lagerung	-0,24	0,1	3,544
	nach 60 min Lagerung	-0,27	0,0	3,560
	nach 1140 min Lagerung	0,27	0,1	3,650
Impregum Penta Soft im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,38	0,1	3,445
	nach 5 min Lagerung	-0,39	0,1	3,450
	nach 60 min Lagerung	-0,21	0,1	3,469
	nach 1140 min Lagerung	0,19	0,1	3,525
P2 Monophase im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,28	0,0	5,179
	nach 10 min Lagerung	-0,26	0,1	5,178
	nach 60 min Lagerung	-0,27	0,0	5,182
	nach 1140 min Lagerung	-0,40	0,1	5,180
P2 Monophase im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,41	0,1	5,169
	nach 5 min Lagerung	-0,35	0,1	5,173
	nach 60 min Lagerung	-0,38	0,1	5,174
	nach 1140 min Lagerung	-0,37	0,1	5,187
Position Penta im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,32	0,1	5,062
	nach 10 min Lagerung	-0,27	0,0	5,066
	nach 60 min Lagerung	-0,23	0,1	5,084
	nach 1140 min Lagerung	-0,09	0,0	5,271
Position Penta im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,27	0,0	5,270
	nach 5 min Lagerung	-0,24	0,1	5,276
	nach 60 min Lagerung	-0,28	0,0	5,281
	nach 1140 min Lagerung	-0,23	0,1	5,112
Position Penta Quick im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,33	0,0	5,112
	nach 10 min Lagerung	-0,20	0,0	5,112
	nach 60 min Lagerung	-0,13	0,0	5,126
	nach 1140 min Lagerung	-0,25	0,1	5,163
Position Penta Quick im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,19	0,0	5,164
	nach 5 min Lagerung	-0,22	0,0	5,166
	nach 60 min Lagerung	-0,25	0,0	5,168
	nach 1140 min Lagerung	-0,41	0,1	5,168

Tab. 53: Ergebnisse des T-Testes für den Einfluss der Desinfektionslösungen Impresept und DÜRR-Bad auf die lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] nach unterschiedlichen Desinfektionszeiten von mittel fließenden Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet

	10min Abbindezeit des Prüfkörpers	5min DÜRR-Bad und 10min Impresept	nach 60 min Lagerung	nach 24 h Lagerung
Impregum Penta Soft im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,24	0,07	0,18	0,24
P2 Monophase im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,14	0,13	0,01	0,37
Position Penta im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,33	0,40	0,35	0,02
Position Penta Quick im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,01	0,41	0,01	0,01

Tab. 54: Lineare Dimensionsänderung ΔL [%lin] und Massen nach unterschiedlichen Desinfektionszeiten t in [min] von *dünn fließenden* Abformmassen.

	t in [min]	x	s	Masse [g]
Impregum Garant L im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,31	0,1	3,385
	nach 10 min Lagerung	-0,21	0,1	3,399
	nach 60 min Lagerung	-0,11	0,1	3,415
	nach 1140 min Lagerung	0,75	0,1	3,537
Impregum Garant L im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,39	0,1	3,496
	nach 5 min Lagerung	-0,41	0,0	3,503
	nach 60 min Lagerung	-0,25	0,1	3,525
	nach 1140 min Lagerung	0,50	0,1	3,619
Impregum Penta L im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,30	0,1	3,840
	nach 10 min Lagerung	-0,32	0,1	3,849
	nach 60 min Lagerung	-0,19	0,1	3,869
	nach 1140 min Lagerung	0,25	0,2	3,956
Impregum Penta L im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,16	0,1	3,804
	nach 5 min Lagerung	-0,32	0,1	3,810
	nach 60 min Lagerung	-0,32	0,1	2,822
	nach 1140 min Lagerung	0,20	0,1	3,900
P2 Light im Impresept Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,45	0,1	4,664
	nach 10 min Lagerung	-0,33	0,0	4,668
	nach 60 min Lagerung	-0,49	0,1	4,668
	nach 1140 min Lagerung	-0,81	0,1	4,652
P2 Light im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,35	0,1	4,670
	nach 5 min Lagerung	-0,37	0,2	4,672
	nach 60 min Lagerung	-0,51	0,1	4,671
	nach 1140 min Lagerung	-0,58	0,1	4,667
Hydro C wash im Impresept Bad	nach 10 min Abbindezeit	-0,59	0,1	3,455
	nach 10 min Lagerung	-0,69	0,2	3,455
	nach 60 min Lagerung	-0,86	0,1	3,441
	nach 1140 min Lagerung	-1,63	0,1	3,441
Hydro C wash im DÜRR-Bad	10 min Abbindezeit des Probekörpers	-0,54	0,2	3,465
	nach 5 min Lagerung	-0,60	0,2	3,458
	nach 60 min Lagerung	-0,77	0,1	3,446
	nach 1140 min Lagerung	-0,53	1,2	3,434

Tab. 55: Ergebnisse des T-Testes für den Einfluss der Desinfektionslösungen Impresept und DÜRR-Bad auf die lineare Dimensionsänderung ΔL in [%lin] nach unterschiedlichen Desinfektionszeiten von dünn fließenden Abformmaterialien.
Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	10min Abbindezeit des Prüfkörpers	5min DÜRR-Bad und 10min Impresept	nach 60min Lagerung	nach 24 h Lagerung
Impregum Garant L im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,38	0,02	0,24	0,07
Impregum Penta L im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,15	1,00	0,28	0,70
P2 Light im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,38	0,78	0,99	0,05
Hydro C wash im Impresept Bad + DÜRR Bad	0,50	0,44	0,26	0,15

Einfluss von Dosierungenauigkeiten

Tab. 56: Dosierabhängigkeit bestimmter Parameter von Hydro C wash und Hydro C putty bei 20%iger Überdosierung von Katalysator bzw. Basispaste. Versuch analog 4. 4.

	Reißfestigkeit nach Abbindezeit in N/cm²					
	exakte Dosierung		+ 20 % Katalysator		+ 20 % Basispaste	
	x	s	x	s	x	s
Hydro C wash	98,1	20,5	116,1	22,5	78,2	50,8
Hydro C putty	85,5	17,0	51,2	48,4	93,1	6,4
	Dehnung nach Abbindezeit in mm					
	exakte Dosierung		+ 20 % Katalysator		+ 20 % Basispaste	
	x	s	x	s	x	s
Hydro C wash	72,9	15,5	65,8	11,7	72,1	13,3
Hydro C putty	18,1	4,2	15,6	1,9	16,7	2,7
	Spannungswert nach Abbindezeit					
	exakte Dosierung		+ 20 % Katalysator		+ 20 % Basispaste	
	x	s	x	s	x	s
Hydro C wash	0,4	0,1	0,6	0,1	0,5	0,0
Hydro C putty	2,4	0,6	3,3	0,2	2,9	0,4

Tab.57: Ergebnisse des T-Testes für die 20%ige Überdosierung des Katalysators bzw. der Basispaste. Statistisch signifikante Unterschiede wurden durch Fettdruck gekennzeichnet.

	Hydro C wash	Hydro C putty
Reißfestigkeit in N/cm ² bei 20% mehr Katalysatorpaste	0,24	0,07
Reißfestigkeit in N/cm ² bei 20% mehr Basispaste	0,86	0,26
Reißdehnung in mm bei 20% mehr Katalysatorpaste	0,77	0,17
Reißdehnung in mm bei 20% mehr Basispaste	0,94	0,58
Spannungswert bei 20% mehr Katalysatorpaste	0,04	0,02
Spannungswert bei 20% mehr Basispaste	0,08	0,01

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. D. Welker für die Überlassung des Themas. Ich danke Ihm für die fachliche Hilfestellung bei der Durchführung und Auswertung der Experimente und das stete Interesse am Fortgang dieser Arbeit.

Ebenso gilt mein Dank den Mitarbeitern des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Frau Dr. A. Rzanny, Herrn Dr. R. Göbel und Herrn M. Facht, für die stete Hilfsbereitschaft und Unterstützung.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern, meiner Schwester und meinem Freund für die unermüdliche und motivierende Unterstützung bei der Promotion.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name	Handschuck
Vorname	Nadine
Geburtsdatum	05. März 1982
Geburtsort	Bad Langensalza
Familienstand	ledig

Schulbildung

1988 - 1992	Grundschule Kirchheilingen
1992 - 2000	Salza-Gymnasium in Bad Langensalza
<i>Schulabschluss</i>	Juni 2000 mit dem Abitur/allgemeine Hochschulreife

Hochschulausbildung

Oktober 2000 - Dezember 2005	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
12. 12. 05	Approbation als Zahnarzt
Januar 2006	Erhalt des Promotionsabschlusstipendiums
April 2006	berufliche Tätigkeit als Vorbereitungsassistenten in Ohrdruf

Ohrdruf, den 02. 01. 2007

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst abgefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. D. Welker, Frau Dr. A. Rzanny, Herr Dr. R. Göbel, Herr M. Fachet,

die Hilfe eines Promotionshelfers nicht in Anspruch genommen habe und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ohrdruf, den 02. 01. 2007

Unterschrift